

Sara Andrade Rodrigues

**IMPACTO DE DIFERENTES INTENSIDADES NO TREINAMENTO DE  
FLEXIBILIDADE SOBRE AS PROPRIEDADES BIOMECÂNICAS, SENSORIAIS E  
ESTRUTURAIS DA UNIDADE MÚSCULO-TENDÃO**

Belo Horizonte  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG  
2020

Sara Andrade Rodrigues

**IMPACTO DE DIFERENTES INTENSIDADES NO TREINAMENTO DE FLEXIBILIDADE SOBRE AS PROPRIEDADES BIOMECÂNICAS, SENSORIAIS E ESTRUTURAIS DA UNIDADE MÚSCULO-TENDÃO**

Tese apresentada à banca de defesa do Curso de Doutorado em Ciências do Esporte da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de doutora em Ciências do Esporte.

Orientador: Prof. Dr. André Gustavo Pereira de Andrade

Linha de pesquisa: Análise de métodos para o desempenho humano e esportivo.

Belo Horizonte  
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG  
2020

R696i Rodrigues, Sara Andrade

2020 Impacto de diferentes intensidades no treinamento de flexibilidade sobre as propriedades biomecânicas, sensoriais e estruturais da unidade músculo-tendão. [manuscrito] / Sara Andrade Rodrigues – 2020.  
109 f., enc.: il.

Orientador: André Gustavo Pereira de Andrade

Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Bibliografia: f. 92-101

1. Educação física - Teses. 2. Biomecânica - Teses. 3. Exercícios físicos – Aspectos fisiológicos - Teses. I. Andrade, André Gustavo Pereira de. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 796.015

Ficha catalográfica elaborada pela bibliotecária Sheila M. Teixeira, CRB6: 2106, da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL  
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO ESPORTE

### FOLHA DE APROVAÇÃO

#### IMPACTO DE DIFERENTES INTENSIDADES NO TREINAMENTO DE FLEXIBILIDADE SOBRE AS PROPRIEDADES BIOMECÂNICAS, SENSORIAIS E ESTRUTURAIS DA UNIDADE MÚSCULO-TENDÃO

SARA ANDRADE RODRIGUES

Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós- Graduação em CIÊNCIAS DO ESPORTE, como requisito para obtenção do grau de Doutora em CIÊNCIAS DO ESPORTE, área de concentração TREINAMENTO ESPORTIVO.

Aprovada em 28 de setembro de 2020, pela banca constituída pelos membros:

Prof. Dr. André Gustavo Pereira de Andrade (orientador) – UFMG

Prof. Dr. Renan Alves Resende - UFMG

Profa. Dra. Juliana de Melo Ocarino - UFMG

Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz - UFRGS

Prof. Dr. Christian Emmanuel Torres Cabido - UFMA

Belo Horizonte, 28 de setembro de 2020.



Documento assinado eletronicamente por Christian Emmanuel Torres Cabido, Usuário Externo, em 30/08/2021, às 11:38, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por Marco Aurélio Vaz, Usuário Externo, em 30/08/2021, às 14:53, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por Renan Alves Resende, Professor do Magistério Superior, em 30/08/2021, às 15:56, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por Juliana de Melo Ocarino, Professora do Magistério Superior, em 01/09/2021, às 16:39, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por Andre Gustavo Pereira de Andrade, Professor do Magistério Superior, em 09/09/2021, às 16:51, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site [https://sei.ufmg.br/sei/controlador\\_externo.php?acao=documento\\_conferir&id\\_orgao\\_acesso\\_externo=0](https://sei.ufmg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0), informando o código verificador 0906521 e o código CRC 086B9EEB.

## AGRADECIMENTOS

Assim como na minha defesa de dissertação, esses agradecimentos começaram a ser escritos bem antes da tese. A sensação é de que o processo para me tornar doutora tem correlação significativa, positiva e quase perfeita com meu crescimento pessoal e acadêmico, mas o crescimento acadêmico tem um  $R^2 = 0,4$ . Os outros 60%, são explicados pelas pessoas incríveis que estiveram comigo pelo caminho!

Agradeço à CAPES, pelo suporte financeiro, que permitiu que eu me dedicasse em tempo integral a esse processo!

Agradeço aos membros da banca, pelas considerações na qualificação e na defesa, mas principalmente por disponibilizarem seu tempo para contribuir com a minha formação! Em tempos de pandemia, aprendi que o tempo é um dos bens mais preciosos que temos! Em especial Prof. Christian Cabido, você foi um exemplo desde quando estava aqui conosco, na condição de aluno! Tê-lo como banca muito me alegra!

Professor André, ou X Tudones, a língua portuguesa não possui palavras que sejam capazes de exprimir a minha admiração por você! Inúmeros são os momentos que eu poderia citar pra exemplificar sua humildade, seu caráter, a sua capacidade de ser multitarefas e, ao mesmo tempo, nos fazer sentir amparados! Eu não poderia querer outro orientador pra dividir minhas angústias, minhas inquietações, minhas figurinhas, mas principalmente minhas vitórias! Obrigada pela confiança, pelo exemplo e pelo privilégio de ter sido sua primeira aluna de doutorado!

Professor Mauro, ou prof, pra você também me faltam palavras para deixar registrado o tamanho do meu carinho. Desde nossa primeira reunião, não teve uma sequer que eu tenha saído desmotivada. Pelo contrário, a sensação era de que eu estava pronta pra conquistar o mundo e que ninguém poderia me dizer o contrário. A minha ilha está crescendo e você é uma das pessoas que mais contribuíram para isso! Muito obrigada!

Professor Gustavo, ou Gus, já te disse antes que tinha vontade de fazer um busto seu pra colocar em frente ao meu computador, porque o Crazylab e a Flex te respeitam como ninguém, né? A verdade, é que não só eles, mas eu também tenho muito respeito e admiração por você e por tudo que você faz! Sem dúvida você é um exemplo pra mim e posso dizer que foi um privilégio caminhar sabendo que poderia contar com você! Muito obrigada por tudo!

Aos meus voluntários, meus filhos, só posso dizer que cada um tem um pedacinho desse título porque sem vocês não teria coleta, não teria tese, mas mais importante, não teriam tantas recordações calorosas e sensacionais! Vocês, ao longo de quase 32 semanas, me fizeram rir e chorar ao mesmo tempo, mas fizeram esse título valer a pena! Vocês estarão guardados eternamente no meu coração!

À Belinha, minha filha, escutei recentemente que todos nós temos na vida vários anjos da guarda e você, sem dúvida, é um deles! Você acompanhou diariamente as coletas, fez da minha responsabilidade a sua também! Rimos, choramos, comemos, compartilhamos a vida! Quando eu tiver que escolher um bolsista de IC, suas qualidades serão critério de inclusão! Obrigada por tudo!

À Nathália Miranda, obrigada por me escolher como sua orientadora. Uma mais doida e desorientada do que outra, mas uma parceria que deu certo! Sua firmeza (com os voluntários então!?) e sua preocupação em fazer sempre o melhor me motivaram ao longo desse tempo de convivência!

Ao amigo Lucas Túlio, meu companheiro de UFMG desde 2013! “Tamo junto” pro que der vier! Lactato, ultrassom, RM, concurso... Só te falta um pouco de flexibilidade, mas ninguém tem tudo na vida não é mesmo? Você é exemplo de comprometimento, responsabilidade e companheirismo! Obrigada por tudo!

Aos amigos do Biolab, em especial Naty, Sarah, Jejecca, Júlio, Bruno e Moisés, obrigada por todos os cafés, todas as resenhas e, principalmente, por todo o companheirismo! Vai ser difícil devolver o escaninho e não ter a convivência diária de vocês!

À Fabíola, você me abriu as portas do Biolab e da sua casa. Obrigada por me permitir compartilhar a vida com você e obrigada pela amizade que é luz quando tudo parece estar perdido.

À Jacielle, obrigada por estar sempre presente, mesmo a mais de 1500km de distância! Obrigada por torcer pelas minhas conquistas, mas principalmente, por me ajudar a alcançá-las!

À Gislaine e Giovanna, a amizade de vocês enche meu coração da certeza que eu nunca estarei sozinha! Eu não tenho como agradecer por todos os pães com ovo, puxões de orelha, por todo apoio e companheirismo! Vocês são MARAVILHOOOOOSAS!

Aos amigos de fora da UFMG, em especial Débora, sei que foi difícil compreender a minha ausência em muitos momentos! “O quê que tem nessa UFMG que você vive lá?” Tinha um sonho: chegar nessa defesa! Obrigada pela paciência e pela torcida!

À minha família (Andrade Rodrigues e Nehmy + Fabel), que sempre pergunta: “Você não para de estudar não?”. Agora vamos dar uma pausa! Só um pausa! Obrigada pelas orações, boas energias e pelo carinho de sempre!

À Lívia Oliveira, que soube com maestria e carinho, ajustar as expectativas, controlar a ansiedade e me mostrar que eu posso muito mais do que eu mesma acredito! Obrigada por tudo!

Aos meus pais, que também vivenciaram a minha ausência em muitos momentos, mas sabendo que eu estava feliz! Vocês são duas partes de um tripé que me sustenta! Amo vocês!

Ao Mikael, terceira parte do tripé, meu amigo, meu marido, meu porto seguro! Você é a pessoa que mais acredita em mim e que mais me motiva! Você é luz na escuridão, calma em meio ao caos, acalento pro meu coração! Te amo TUDO! Obrigada por tudo que faz por nós!

## RESUMO

A flexibilidade é um componente importante do desempenho físico, sendo determinante no processo de reabilitação e para o bom rendimento em várias modalidades esportivas. Diferente de outras capacidades físicas, pouco se sabe sobre o impacto da manipulação de diferentes intensidades de treinamento, e suas formas de controle, para potencializar as adaptações biomecânicas, sensoriais e estruturais ao treinamento. Assim, os objetivos do presente estudo foram comparar o efeito de 12 semanas de treinamento de flexibilidade dos músculos posteriores da coxa em intensidades de alongamento baixa e alta nas variáveis amplitude de movimento máxima ( $ADM_{máx}$ ), torque máximo ( $torque_{máx}$ ), ADM na primeira percepção de alongamento ( $ADM_{PPDA}$ ), rigidez, energia e comprimento do fascículo e comparar o efeito do controle quantitativo e qualitativo das duas intensidades nas mesmas variáveis citadas. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais. Participaram do presente estudo 39 indivíduos do sexo masculino, com idade entre 18 e 35 anos, sem histórico de treinamento de flexibilidade ou força há pelo menos 6 meses. Os voluntários foram divididos em três grupos: Controle, Intensidade Baixa ( $ADM_{PPDA}$ ) e Intensidade Alta ( $ADM_{85\%}$ ). Todos os voluntários passaram por um registro inicial dos níveis de flexibilidade e do comprimento do fascículo (*baseline*) e foram alocados de maneira balanceada em seus respectivos grupos (balanceamento realizado pela idade e prática de atividade física). Após essa divisão, os grupos de treinamento realizaram 6 séries de 30s de alongamento dos músculos posteriores da coxa, nas intensidades  $ADM_{PPDA}$  ou  $ADM_{85\%}$ , 3 vezes por semana, por 12 semanas, no aparelho *Flexmachine*, sendo que um dos membros inferiores fez o controle da intensidade de forma quantitativa e o outro de forma qualitativa. A cada três semanas os voluntários foram reavaliados quanto às medidas de flexibilidade para ajuste da intensidade absoluta. Ao final das 12 semanas todos os voluntários foram reavaliados quanto à flexibilidade e ao comprimento do fascículo. A ANCOVA mostrou que, no pós-teste, as variáveis  $ADM_{máx}$ ,  $torque_{máx}$ ,  $ADM_{PPDA}$  e comprimento do fascículo foram maiores nos grupos de treinamento comparados ao grupo Controle e a energia foi menor nos grupos de treinamento comparados ao grupo Controle. Além disso, a  $ADM_{máx}$  e o  $torque_{máx}$  foram maiores no grupo Intensidade Alta comparado ao grupo Intensidade Baixa. Apenas para a variável  $ADM_{PPDA}$  o controle qualitativo apresentou valores maiores do que o controle quantitativo, mas com tamanho de efeito trivial (0,19). A rigidez não apresentou alteração após a intervenção. Desta forma, podemos concluir que a intensidade modula as adaptações do treinamento de flexibilidade, sendo que uma intensidade alta leva a valores de flexibilidade, pós intervenção, maiores do que uma intensidade baixa. Além disso, o controle da intensidade de maneira quantitativa levou às mesmas adaptações que o controle qualitativo.

**Palavras-chave:** Flexibilidade. Intensidade. Adaptações biomecânicas. Adaptações sensoriais. Adaptações estruturais. Ultrassom.



## ABSTRACT

Flexibility is an important component of physical performance, being decisive in the rehabilitation process and for good performance in various sports. Unlike other physical capacities, little is known about the impact of manipulating different training intensities, and their forms of control, to enhance biomechanical, sensory and structural adaptations to training. Thus, the present study aimed to: compare the effect of 12 weeks of flexibility training of the hamstring muscles at low and high stretching intensities on maximum range of motion ( $ROM_{max}$ ), maximum torque ( $torque_{max}$ ), ROM at the first perception of stretching (FPS), stiffness, energy and fascicle length and compare the effect of quantitative and qualitative control of the same intensities on the same variables mentioned. The study was approved by the Research Ethics Committee of the Federal University of Minas Gerais. The study included 39 male individuals, aged between 18 and 35 years, with no history of flexibility or strength training for at least 6 months. The volunteers were divided into three groups: Control, Low Intensity ( $ROM_{FPS}$ ) and High Intensity ( $ROM_{85\%}$ ). All volunteers went through an initial assessment of flexibility levels and fascicle length (*baseline*) and were allocated in a balanced way in their respective groups (balance made by age and physical activity). After this division, the training groups performed 6 series of 30s of stretching of the hamstring muscles, in the intensities  $ROM_{FPS}$  or  $ROM_{85\%}$ , 3 times a week, for 12 weeks, in the Flexmachine device, with one of the lower limb controlling the intensity in a quantitative way and the other in a qualitative way. Every three weeks, the volunteers were reassessed as to the flexibility measures to adjust the absolute intensity. At the end of 12 weeks, all volunteers were reassessed for flexibility and fascicle length. ANCOVA showed that, in the post-test, the variables  $ROM_{max}$ ,  $torque_{max}$ ,  $ROM_{FPS}$  and fascicle length were greater in the training groups compared to the Control group and energy was smaller in the training groups compared to the Control group. In addition,  $ROM_{max}$  and  $torque_{max}$  were higher in the High Intensity group compared to the Low Intensity group. Only for the  $ROM_{FPS}$  the qualitative control showed higher values than the quantitative control, but with a trivial effect size (0.19). The stiffness did not change after the intervention. In this way, we can conclude that the intensity modulates the adaptations of the flexibility training, with a high intensity leading to values of flexibility after intervention greater than a low intensity. In addition, controlling the intensity in a quantitative way led to the same adaptations as controlling it in a qualitative way.

**Keywords:** Flexibility. Intensity. Biomechanical adaptations. Sensorial adaptations. Structural adaptations. Ultrasound.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Desenho Experimental.....	37
Figura 2 - Aparelho isocinético <i>Flexmachine</i> .....	41
Figura 3 - Plataforma de força posicionada no braço mecânico.....	42
Figura 4 – Demarcações na pele, posição do <i>probe</i> durante a aquisição das imagens e análise do comprimento do fascículo do bíceps femoral após a codificação da imagem .....	45
Figura 5 - Marcações para aquisição das imagens de ultrassom.....	46
Figura 6 - Pontos PPDA, 85% e máximo .....	49
Figura 7 - Orientações e gráfico de uma sessão de treinamento.....	51
Figura 8 - ADM <sub>máx</sub> no pós-teste dos grupos Alta Intensidade, Baixa intensidade e Controle.....	62
Figura 9 - Torque <sub>máx</sub> no pós-teste dos grupos Alta Intensidade, Baixa intensidade e Controle.....	63
Figura 10 - ADM <sub>PPDA</sub> no pós-teste dos grupos Alta Intensidade, Baixa intensidade e Controle.....	64
Figura 11 - ADM <sub>PPDA</sub> no pós quando controladas de maneira quantitativa e qualitativa. ....	65
Figura 12 - Rigidez passiva do terceiro terço no pós-teste dos grupos Alta Intensidade, Baixa intensidade e Controle.....	66
Figura 13 - Energia do terceiro terço no pós-teste dos grupos Alta Intensidade, Baixa intensidade e Controle. ....	67
Figura 14 - Comprimento do Fascículo no pós-teste dos grupos Alta Intensidade, Baixa intensidade e Controle. ....	68
Figura 15 - Concordância entre o torque alvo e o torque executado no grupo Intensidade Baixa.....	69
Figura 16 - Concordância entre o torque alvo e o torque executado no grupo Intensidade Alta.....	69
Figura 17 - Valores médios de ADM <sub>máx</sub> no <i>baseline</i> e no pós-teste do grupo Intensidade Alta e os valores individuais, independente da forma de controle da intensidade.....	104

Figura 18 - Valores médios de $ADM_{m\acute{a}x}$ no <i>baseline</i> e no pós-teste do grupo Intensidade Baixa e os valores individuais, independente da forma de controle da intensidade. ....	104
Figura 19 - Valores médios de $torque_{m\acute{a}x}$ no <i>baseline</i> e no pós-teste do grupo Intensidade Alta e os valores individuais, independente da forma de controle da intensidade. ....	105
Figura 20 - Valores médios de $torque_{m\acute{a}x}$ no <i>baseline</i> e no pós-teste do grupo Intensidade Baixa e os valores individuais, independente da forma de controle da intensidade. ....	105
Figura 21 - Valores médios de $ADM_{PPDA}$ no <i>baseline</i> e no pós-teste e os valores individuais, independente da intensidade ou sua forma de controle. ....	106
Figura 22 - Valores médios de rigidez no <i>baseline</i> e no pós-teste e os valores individuais, independente da intensidade ou sua forma de controle. ....	106
Figura 23 - Valores médios de energia no <i>baseline</i> e no pós-teste e os valores individuais, independente da intensidade ou sua forma de controle. ....	107
Figura 24 - Valores médios do comprimento do fascículo no <i>baseline</i> e no pós-teste e os valores individuais, independente da intensidade ou sua forma de controle. ....	107

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Caracterização da amostra. ....	59
Tabela 2 - Variáveis de controle registradas durante as sessões de treinamento ....	60
Tabela 3 - Valores absolutos do <i>baseline</i> e pós intervenção das variáveis analisadas. .....	102
Tabela 4 - Valores de delta absolutos e relativos das variáveis analisadas.....	103

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM	Amplitude de movimento
ADM <sub>Máx</sub>	Amplitude de movimento máxima
ADM <sub>PPDA</sub>	Amplitude de movimento correspondente à primeira percepção de alongamento
ADM <sub>85%</sub>	85% da amplitude de movimento máxima
ANCOVA	Análise de covariância
BIOLAB	Laboratório de Biomecânica
CCI	Coeficiente de Correlação Intraclasse
CENESP	Centro de Excelência Esportiva
COEP	Comitê de Ética em Pesquisa
DM	Diferença mínima
EEFFTO	Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
EPM	Erro padrão da medida
EPM%	Erro padrão da medida percentual
EVA	Escala visual analógica
PPDA	Primeira percepção de alongamento
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
Torque <sub>Máx</sub>	Torque máximo
Torque <sub>PPDA</sub>	Torque correspondente à primeira percepção de alongamento
Torque <sub>85%</sub>	Torque correspondente a 85% da ADM <sub>Máx</sub>
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
UMT	Unidade Músculo-tendão

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>15</b>
1.1 Objetivos.....	22
1.2 Hipóteses.....	22
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>23</b>
2.1 Intensidade de alongamento no treinamento da flexibilidade .....	23
2.2 A percepção de alongamento no treinamento de flexibilidade.....	26
2.3 Arquitetura muscular da UMT .....	29
2.4 Nociceptores e o treinamento de flexibilidade .....	33
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>36</b>
3.1 Delineamento experimental .....	36
3.2 Cuidados éticos .....	38
3.3 Amostra .....	39
3.4 Instrumentos .....	40
3.4.1 Aparelho isocinético <i>Flexmachine</i> .....	40
3.4.2 Ultrassom.....	43
3.5 Procedimentos experimentais.....	44
3.5.1 Sessão de coleta 1 (S1) – Ultrassonografia.....	44
3.5.2 Sessões de coleta 2 e 3 (S2-S3) - Familiarização .....	47
3.5.3 Sessões de coleta 4 (S4) – Pré-teste .....	52
3.5.4 Sessões de coleta 5 a 40 (S5 a S40) - Treinamento .....	52
3.5.5 Sessão de coleta 41 (S41) – Pós-teste.....	54
3.5.6 Grupo Controle .....	54
3.6 Variáveis analisadas .....	55
3.6.1 $ADM_{m\acute{a}x}$ .....	55
3.6.2 $Torque_{m\acute{a}x}$ .....	55
3.6.3 $ADM_{PPDA}$ .....	55

3.6.4 Rigidez Passiva .....	55
3.6.5 Energia .....	56
3.6.6 Comprimento do fascículo .....	56
3.7 Análise estatística .....	57
<b>4 RESULTADOS.....</b>	<b>59</b>
4.1 Controle das sessões e caracterização da amostra .....	59
4.2 Comparação dos dados no <i>baseline</i> .....	61
4.3 ADM <sub>máx</sub> .....	62
4.4 Torque <sub>máx</sub> .....	63
4.5 ADM <sub>PPDA</sub> .....	64
4.6 Rigidez Passiva .....	65
4.7 Energia .....	66
4.8 Concordância entre torque alvo e torque executado no treinamento .....	68
<b>5 DISCUSSÃO .....</b>	<b>70</b>
5.1 ADM <sub>máx</sub> e Torque <sub>máx</sub> .....	70
5.2 ADM <sub>PPDA</sub> .....	79
5.3 Rigidez e energia .....	82
5.4 Comprimento do fascículo .....	85
5.5 Abordagens biomecânica e sensorial .....	88
5.6 Limitações do estudo .....	90
<b>6 CONCLUSÃO .....</b>	<b>91</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>92</b>
<b>APÊNDICE 1.....</b>	<b>102</b>
<b>APÊNDICE 2.....</b>	<b>104</b>
<b>ANEXO 1.....</b>	<b>108</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A flexibilidade é um componente importante do desempenho físico, sendo determinante no processo de reabilitação e para o bom rendimento em várias modalidades esportivas (APOSTOLOPOULOS *et al.*, 2015; NORDEZ *et al.*, 2017). Segundo a literatura, essa capacidade é representada pela amplitude de movimento (ADM) articular (WEERAPONG; HUME; KOLT, 2004), no entanto, a sua mensuração isolada retrata uma abordagem incompleta para o entendimento do comportamento da unidade músculo-tendão (UMT) ao alongamento (WEPPLER; MAGNUSSON, 2010). Entender como a manipulação da carga de treinamento influencia as respostas da UMT neste contexto pode contribuir para decisões mais assertivas tanto na reabilitação quanto no treinamento. Entretanto, diferente de outras capacidades físicas, como por exemplo, a força muscular, ainda são escassas as informações sobre o impacto da manipulação dos diferentes componentes da carga de treinamento nas adaptações crônicas do treinamento da flexibilidade. Tais adaptações serão investigadas nos músculos posteriores da coxa, por se tratarem de um grupo muscular importante para o rendimento esportivo em diversas modalidades e, conseqüentemente, por ser uma musculatura frequentemente acometida por lesões em decorrência da sua alta demanda (DE BARANDA; AYALA, 2010).

Um das formas de se melhorar a flexibilidade é por meio da execução de alongamentos (APOSTOLOPOULOS *et al.*, 2015; TAYLOR *et al.*, 1990) utilizando diferentes técnicas como, por exemplo, o alongamento passivo estático (APOSTOLOPOULOS *et al.*, 2015). O uso desses exercícios é baseado no princípio de que o tecido alongado sofrerá remodelações ao longo do tempo em resposta à tensão aplicada (JACOBS; SCIASCIA, 2011), e essa resposta depende da quantidade de força aplicada no tecido (intensidade), da quantidade de tempo que a força é aplicada (duração), da frequência com que um exercício de alongamento é realizado (quantas vezes por semana) (MARSCHALL, 1999) e da posição em que o alongamento é executado (WYON; FELTON; GALLOWAY, 2009). Apostolopoulos *et al.* (2015) sugerem que a intensidade é um dos componentes da carga de treinamento da flexibilidade mais difíceis de manipular e que o efeito de sua manipulação ainda



não é bem descrito na literatura. No presente estudo, dos componentes da carga de treinamento que podem modificar as adaptações ao treinamento, apenas a intensidade foi manipulada com o objetivo de compreender qual o impacto de sua manipulação nas adaptações crônicas associadas aos aspectos biomecânicos e sensoriais da UMT.

Como dito anteriormente, apesar da maneira mais comum de se avaliar as adaptações ao treinamento da flexibilidade ser por meio da medida da ADM de uma articulação, as adaptações ao treinamento possuem um caráter multivariado (WEPPLER; MAGNUSSON, 2010). Isso significa que não só a variação da ADM deve ser investigada, mas também alterações na rigidez, energia e torque máximo, por exemplo. Segundo Weppler e Magnusson (2010), para que ocorra o aumento do comprimento muscular, uma força precisa ser aplicada para provocar movimento rotatório na articulação, tornando a medida da ADM sempre dependente da quantidade de torque aplicado. Isso implica dizer que quanto maior for o torque aplicado, maior será a ADM de uma articulação. Sendo assim, é fundamental que estudos que busquem compreender os efeitos do treinamento de flexibilidade investiguem não só a ADM, mas também as outras variáveis como a rigidez, energia, torque máximo e variáveis relacionadas à arquitetura muscular, ou seja, aspectos biomecânicos da UMT.

Considerando os aspectos biomecânicos, o aumento de ADM em função do treinamento pode ser explicado tanto pelo comportamento da UMT, por meio da redução da rigidez (MARSHALL; CASHMAN; CHEEMA, 2011; PEIXOTO, 2014; TOFT *et al.*, 1989) e da energia (MAGNUSSON *et al.*, 1996b; PEIXOTO, 2014), quanto pela alteração da estrutura da UMT, por meio da sarcomerogênese (DE DEYNE, 2001; WILLIAMS, 1990), que leva ao aumento do comprimento do fascículo (FREITAS; MILHOMENS, 2015). Apesar de vários autores terem investigado o comportamento da rigidez após diferentes configurações da carga de treinamento de flexibilidade (BRUSCO; BLAZEVIČ; PINTO, 2019; GUISSARD; DUCHATEAU, 2004; NORDEZ *et al.*, 2010; RYAN *et al.*, 2008) a literatura não apresenta consenso em relação ao comportamento dessa variável após um período de treinamento entre 3 (MAGNUSSON *et al.*, 1996a) e 10 semanas (PEIXOTO, 2014). Alguns autores

identificaram redução da rigidez (GUISSARD; DUCHATEAU, 2004; TOFT *et al.*, 1989) ao passo que outros estudos indicaram que essa variável não sofre alterações com o treinamento (BRUSCO; BLAZEVIK; PINTO, 2019; MUANJAI *et al.*, 2017). Essa inconsistência no comportamento da rigidez pode ser explicada pelas diferentes formas de mensuração dessa variável (CABIDO *et al.*, 2014; NAKAMURA *et al.*, 2016; NORDEZ *et al.*, 2008, 2010) ou mesmo pelas diferentes configurações da carga de treinamento (BRUSCO; BLAZEVIK; PINTO, 2019; FREITAS; MIL-HOMENS, 2015; GUISSARD; DUCHATEAU, 2004; MUANJAI *et al.*, 2017). Sendo assim, os achados em relação a essa adaptação biomecânica não são consistentes e ainda carecem de serem mais explorados para seu entendimento. Sobre a energia, a literatura não apresenta um direcionamento claro sobre as adaptações esperadas para essa variável. A energia pode ser aumentada caso ocorra elevação do torque passivo de resistência, da velocidade de alongamento ou da ADM (MAGNUSSON *et al.*, 1996b). Assim, para uma mesma ADM, é possível que haja uma redução dessa variável após um período de treinamento.

Além das alterações da rigidez e energia, modificações na arquitetura da UMT após um período de treinamento da flexibilidade muscular são foco de interesse de alguns pesquisadores (BELTRÃO *et al.*, 2020; FREITAS; MIL-HOMENS, 2015; KELLIS, 2018; LIMA *et al.*, 2015; SANTOS *et al.*, 2018), mas ainda representa uma lacuna a ser explorada. Considerando os músculos posteriores da coxa, foco de investigação do presente estudo, estudos que investigaram as mudanças estruturais da UMT após o treinamento da flexibilidade são escassos, seja de forma aguda (KELLIS, 2018; SANTOS *et al.*, 2018) ou crônica (BELTRÃO *et al.*, 2020; FREITAS; MIL-HOMENS, 2015; LIMA *et al.*, 2015). Freitas e Mil-Homens (2015) identificaram um aumento do comprimento do fascículo do músculo bíceps femoral (12,3mm; 13,7%) após 8 semanas de treinamento de flexibilidade dos músculos posteriores da coxa, ao passo que Beltrão *et al.* (2020) e Lima *et al.* (2015) não encontraram alterações estruturais, após 12 e 8 semanas de treinamento da mesma musculatura, respectivamente. Freitas e Mil-Homens (2015) sugerem que o aumento do comprimento do fascículo encontrado por eles ocorreu em função da intensidade de alongamento, maior do que aquela utilizada por Lima *et al.* (2015), entretanto Beltrão *et al.* (2020) também utilizaram uma intensidade de treinamento alta, mas não identificaram alteração do

comprimento do fascículo. É possível que as diferenças entre esses achados se devam, por exemplo, ao uso de diferentes critérios de determinação do desempenho máximo tais como a presença ou ausência de sinal eletromiográfico (HALBERTSMA; GÖEKEN, 1994; HALBERTSMA; VAN BOLHUIS; GÖEKEN, 1996), ponto onde é verificado o aumento da resistência ao alongamento (MAGNUSSON *et al.*, 1997), presença ou ausência de dor (FREITAS; MIL-HOMENS, 2015; LIMA *et al.*, 2015; MUANJAI *et al.*, 2017), refletindo em intensidades de treinamento distintas. Beltrão *et al.* (2020) na descrição das intensidades reporta o seguinte: “Durante o teste, o experimentador estendeu lentamente a perna do sujeito até o ponto em que ele indicou que começou a perceber desconforto para medir a ADM inicial ou até a ADM máxima com o teste máximo. Foi dado incentivo verbal durante o teste máximo”. Com essa descrição é possível interpretar que o critério foi a máxima ADM suportada pelo indivíduo, mas isso é uma interpretação e, portanto, deve-se considerar essas informações com certa cautela. É importante ressaltar que a prescrição da intensidade depende dos critérios de determinação do desempenho, e portanto, esse processo deve ser bem descrito e controlado, a fim de permitir a prescrição adequada da intensidade de treinamento. A utilização de termos claros e bem definidos para determinar o desempenho máximo, bem como o processo de ancoragem, podem dar mais robustez à determinação da intensidade.

Uma outra possibilidade para justificar a diferença nos achados sobre o comprimento do fascículo diz respeito à configuração da carga de treinamento, uma vez que intensidade é apenas um dos parâmetros a serem manipulados. Freitas e Mil-Homens (2015) e Lima *et al.* (2015) utilizaram a mesma intensidade (ponto imediatamente antes da dor), porém organizaram a carga de forma distinta já que Lima *et al.* (2015) prescreveram 3 séries de 30s com a frequência de 3 vezes por semana, e Freitas e Mil-Homens (2015) realizaram série única de 450s com uma frequência de 5 vezes por semana. Por mais que a intensidade e a duração dos estudos tenha sido igual, a forma de organização da carga de treinamento foi completamente diferente, impossibilitando estabelecer uma relação direta entre intensidade de treinamento e adaptações estruturais baseando-se apenas nesses dois estudos. Já Beltrão *et al.* (2020) seguiram as recomendações de Freitas *et al.* (2018) e manipularam diferentes intensidades de treinamento considerando um período de treinamento maior do que 8

semanas, para auxiliar na compreensão do comportamento do comprimento do fascículo frente ao treinamento de flexibilidade. Esses autores utilizaram duas intensidades diferentes (ADM correspondente ao início do desconforto e ADM correspondente ao desconforto máximo) e organizaram a carga de treinamento da seguinte maneira: 3 séries de 60s, 3 vezes por semana, por 12 semanas. No melhor do nosso conhecimento, esse foi o único estudo que equiparou a carga de treinamento e manipulou apenas a intensidade, com um período de treinamento maior do que 8 semanas. Esses autores não identificaram alteração do comprimento do fascículo e, por se tratar de um único estudo, concluir que diferentes intensidades de treinamento de flexibilidade não impactam no comprimento do fascículo é uma conclusão precipitada e é necessário que outros estudos sejam realizados a fim de confirmar esses achados. Ainda assim, mesmo que a literatura seja escassa e conflitante sobre o efeito da manipulação da intensidade nas adaptações estruturais, é possível especular que quanto maior a intensidade e a duração total do treinamento, maior a probabilidade de acontecer alterações biomecânicas e estruturais da UMT.

Além das adaptações biomecânicas já descritas, a literatura sugere que o treinamento de flexibilidade pode promover também adaptações sensoriais (WEPLER; MAGNUSSON, 2010). Especula-se que o estímulo de alongamento promove um aumento da capacidade do indivíduo em tolerar a dor e, conseqüentemente, permite que o mesmo alcance ADM maiores (HALBERTSMA *et al.*, 2001; MAGNUSSON *et al.*, 1996b). O aumento de flexibilidade pode ser justificado pela modificação da percepção de desconforto ao alongamento (MAGNUSSON *et al.*, 2000; WEPLER; MAGNUSSON, 2010). Conceitualmente a máxima ADM que um indivíduo suporta ( $ADM_{máx}$ ) pode representar o limite superior da tolerância ao alongamento e a ADM correspondente à primeira percepção de alongamento (PPDA -  $ADM_{PPDA}$ ) pode representar o limite inferior dessa tolerância. A PPDA foi descrita inicialmente por Halbertsma e Göeken (1994) e é considerada como uma variável capaz de inferir sobre a tolerância do indivíduo ao alongamento (CABIDO *et al.*, 2014). Nesse ponto o indivíduo não sente dor nem desconforto, apenas a sensação inicial de que sua musculatura começou a ser alongada. À medida que a musculatura vai sendo alongada, ocorre um aumento gradativo da tensão passiva e concomitante alteração na organização das fibras na matriz, i.e. na angulação das fibras de colágeno. Este

aumento da tensão passiva é distribuído entre as estruturas associadas à resistência ao alongamento nesta reorganização das fibras de colágeno e, conseqüentemente, parte desta tensão provocará uma compressão de estruturas presentes no tecido, dentre elas as terminações nervosas livres (PURSLOW, 1989), estruturas aferentes responsáveis também pelo monitoramento da integridade da UMT (MENSE, 2010). Desta forma, quando uma deformação no tecido é realizada continuamente, espera-se que a tensão passiva também aumente e que, na dependência da magnitude da tensão desenvolvida, um indivíduo será capaz de percebê-la e interpretá-la. Assim, o indivíduo poderá sinalizar desde a primeira percepção desta tensão, significando que os receptores sensoriais dos tecidos envolvidos foram estimulados em magnitude suficiente para ser interpretada pelos centros superiores, até a percepção de tolerância máxima da tensão durante a deformação do tecido, que representaria a maior estimulação dos receptores sensoriais envolvidos. Com o treinamento, é possível que ocorra uma alteração na estrutura dos tecidos associados com a resistência à deformação, como por exemplo, uma reorganização das fibras de colágeno (GOSSELIN *et al.*, 1998; WOO *et al.*, 1982), e conseqüentemente na distribuição da tensão passiva entre estas estruturas submetidas à deformação, permitindo que os receptores interpretem uma determinada alteração tecidual (ou carga mecânica) de maneira mais tardia. Do ponto de vista operacional referente à PPDA, alterações nesta variável após um período de treinamento podem indicar uma alteração da percepção do indivíduo, de forma que ele comece a perceber o estímulo de alongamento em uma maior amplitude (aumento da  $ADM_{PPDA}$ ) e, ainda, alcance maiores ADM máximas (aumento da  $ADM_{máx}$ ) por tolerar que uma maior tensão seja aplicada na musculatura.

É possível então, que a  $ADM_{máx}$  e a  $ADM_{PPDA}$  correspondam às extremidades de um *continuum* de tolerância do indivíduo ao alongamento (CHAGAS *et al.*, 2016). É plausível especular que esses limites de tolerância abranjam distintas intensidades de treinamento de flexibilidade. Quanto mais próximo do limite inferior do *continuum*, menor é a intensidade de alongamento e, quanto mais próximo do limite superior, maior a intensidade de treinamento. Assim, dentro desse *continuum* é possível registrar não só a ADM, mas também o torque correspondente a esses limites. Com isso, poderia ser reportado o limite superior representado pelo torque máximo (maior

valor de torque suportado - Torque<sub>máx</sub>) e o limite inferior representado pelo torque correspondente à PPDA (Torque<sub>PPDA</sub>). Dessa forma, a intensidade pode ser prescrita tanto baseada na ADM<sub>máx</sub> quanto no torque<sub>máx</sub> (CABIDO *et al.*, 2014), sendo consideradas formas quantitativas de prescrição da intensidade. Entretanto, para além da ADM ou torque, na prática, existe outra maneira de prescrever a intensidade de treinamento: baseado na percepção do indivíduo.

Na prática clínica ou no contexto do treinamento esportivo, muitas vezes a percepção do indivíduo é utilizada como parâmetro de intensidade do alongamento. Dessa forma, diversos estudos sobre flexibilidade usam a percepção do indivíduo como forma de prescrever a intensidade (AQUINO *et al.*, 2010; BEN; HARVEY, 2010; BLAZEVIK *et al.*, 2014; CIPRIANI *et al.*, 2012), o que aumenta a validade ecológica desses achados (BLAZEVIK *et al.*, 2014). A percepção seria usada então como uma forma qualitativa de prescrição da intensidade de alongamento. Devido ao fato da prescrição qualitativa apresentar maior aderência com a prática clínica e esportiva, aumentar a compreensão sobre o impacto desta forma de prescrição por meio da comparação de diferentes formas de prescrever a intensidade, *i.e.* qualitativa e quantitativa considerando seus efeitos sobre as adaptações associadas à UMT fornecerá novos *insights* neste contexto. Adicionalmente, uma melhor compreensão das possíveis respostas ao treinamento permitirá aos profissionais que prescrevem o treinamento de flexibilidade, seja na reabilitação ou alto rendimento, maior embasamento para a prescrição e controle da carga de treinamento.

Partindo do que foi exposto anteriormente, parece que ainda não está claro na literatura como diferentes intensidades impactam as adaptações ao treinamento de flexibilidade (biomecânicas e/ou sensoriais), bem como ainda é pouco explorado o possível impacto de diferentes formas de prescrever a intensidade (quantitativo ou qualitativo). Considerando os limites do *continuum* de tolerância ao alongamento proposto, é possível considerar que treinar na intensidade correspondente à PPDA seja uma intensidade baixa, mas suficiente para promover adaptações de flexibilidade, ao passo que treinar na intensidade correspondente ao limite superior da tolerância seja a maior intensidade de treinamento possível de ser executada. Sendo assim, é

possível que essas diferentes intensidades promovam distintas adaptações biomecânicas, sensoriais e estruturais da UMT após um período de treinamento. Além disso, é possível que essas intensidades, quando prescritas e controladas de forma quantitativa ou qualitativa ao longo do período de treinamento, possam resultar em respostas semelhantes quanto às adaptações biomecânicas, sensoriais e estruturais da UMT. Tais perspectivas foram testadas no presente estudo.

### 1.1 Objetivos

O1: Comparar o efeito de 12 semanas de treinamento de flexibilidade dos músculos posteriores da coxa em intensidades de alongamento baixa e alta nas variáveis  $ADM_{máx}$ ,  $Torque_{máx}$ , Rigidez Passiva, Energia, PPDA e Comprimento do Fascículo.

O2: Comparar o efeito do controle quantitativo e qualitativo das intensidades de treinamento baixa e alta nas variáveis  $ADM_{máx}$ ,  $Torque_{máx}$ , Rigidez Passiva, Energia, PPDA e Comprimento do Fascículo.

### 1.2 Hipóteses

H1: Após as 12 semanas de treinamento, ambos os grupos de treinamento terão aumentado a  $ADM_{máx}$ ,  $Torque_{máx}$ , PPDA e comprimento do fascículo e reduzido a rigidez e a energia, sendo que para o grupo Intensidade Alta as alterações serão maiores do que o grupo Intensidade Baixa.

H2: As alterações promovidas pelas intensidades de treinamento serão semelhantes para todas as variáveis quando comparadas as formas de controle quantitativo e qualitativo.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 Intensidade de alongamento no treinamento da flexibilidade

Para compreender as adaptações provocadas por um estímulo de treinamento é essencial analisar cada um dos componentes da carga de treinamento. Entre os componentes da carga, a intensidade deve ser considerada, pois pode influenciar a magnitude da resposta do tecido ao alongamento (APOSTOLOPOULOS *et al.*, 2015). Por exemplo, baixas intensidades podem resultar em pouco ou nenhum ganho na ADM (JACOBS; SCIASCIA, 2011), enquanto altas intensidades podem promover microlesões no tecido, levando a uma resposta inflamatória (McCLURE; BLACKBURN; DUSOLD, 1994). A intensidade é definida por Weineck (1999) como percentual do desempenho individual máximo. Trazendo para o contexto da flexibilidade a intensidade poderia ser então prescrita baseada no percentual da ADM máxima que o indivíduo alcança, do torque máximo tolerado ou por meio da percepção de desconforto ao alongamento.

Apostolopoulos *et al.* (2015), em um estudo de revisão, reportaram que a intensidade é um dos componentes da carga de treinamento da flexibilidade mais difíceis de manipular. Alguns estudos sequer relatam qual a intensidade de alongamento utilizada (DE BARANDA; AYALA, 2010; DECOSTER *et al.*, 2004; HALBERTSMA; GÖEKEN, 1994), ao passo que diversos estudos referem-se à percepção do indivíduo como forma de prescrição de intensidade, usando termos descritivos como “até sentir o alongamento” (AQUINO *et al.*, 2010; MUIR; CHESWORTH; VANDERVOORT, 1999; O’SULLIVAN; MURRAY; SAINSBURY, 2009), “alcançar o ponto mais longe” (AYALA *et al.*, 2012), “na maior intensidade tolerada” (BEN; HARVEY, 2010; HAYES *et al.*, 2012; NAKAMURA *et al.*, 2012), “na maior intensidade sem dor” (BLAZEVIICH *et al.*, 2014; CHAN; HONG; ROBINSON, 2001; DE WEIJER; GORNIK; SHAMUS, 2003; MIZUNO; MATSUMOTO; UMEMURA, 2013), “quando alcançar a sensação de desconforto” (CIPRIANI *et al.*, 2012; KONRAD; TILP, 2014a; LAROCHE; CONNOLLY, 2006; RANCOUR; OLMES; CIPRIANI, 2009), “ponto anterior ao desconforto”



(MAHIEU *et al.*, 2007), “ponto onde fosse confortável e sem dor” (WICKE; GAINEY; FIGUEROA, 2014). Uma menor quantidade de estudos prescreve a intensidade baseada em parâmetros quantitativos, como percentuais do torque ou da ADM (CABIDO *et al.*, 2014; FREITAS *et al.*, 2015b; FREITAS; MIL-HOMENS, 2015; HERDA *et al.*, 2014; RYAN *et al.*, 2008).

Descrever a intensidade baseada em critérios quantitativos também tem suas limitações. Um exemplo disso pode ser mostrado a partir da análise dos estudos de Freitas *et al.* (2014) e Cabido *et al.* (2014), onde ambos prescreveram a intensidade de alongamento baseada em um percentual do torque. Freitas *et al.* (2014) avaliaram o efeito agudo de diferentes intensidades de alongamento nas respostas biomecânicas e sensoriais da UMT utilizando as intensidades em percentuais do torque máximo (50, 75 e 100%). Entretanto, o torque máximo foi definido como o torque correspondente a maior ADM tolerada sem sentir dor ou desconforto. Já Cabido *et al.* (2014) avaliaram os efeitos agudos das técnicas de alongamento ângulo constante (AC) e torque constante (TC) e descreveram a intensidade de treinamento como sendo 95% da  $ADM_{máx}$  para a técnica AC e o torque correspondente a 95% da  $ADM_{máx}$  para a técnica TC. Todavia, a  $ADM_{máx}$  para esses autores foi operacionalmente definida como o alongamento máximo tolerado pelo indivíduo, onde o desconforto era tão grande que a ADM não poderia ser aumentada porque o sujeito não tolerava mais movimento. Dessa forma, ambos os estudos optaram por uma prescrição quantitativa, mas o desempenho máximo foi determinado de maneira distinta. Dessa forma, não é possível dizer, baseado apenas nos percentuais prescritos, se as intensidades utilizadas por cada um desses autores foi semelhante ou não.

A dificuldade de comparação entre os estudos existe também quando a intensidade de alongamento é prescrita baseada na percepção do indivíduo. Como a maneira que cada indivíduo percebe o esforço é individual, pode ser esperada uma variabilidade ampla entre os indivíduos (BORG, 1982). A utilização de informações perceptuais para prescrever a intensidade do esforço durante o exercício não é incomum (BORG, 1982; GEARHART *et al.*, 2001). Borg (1982) já indicava a existência de uma ligação

entre as respostas perceptivas, respostas fisiológicas e o desempenho durante o exercício, sugerindo que as respostas perceptivas poderiam fornecer informações semelhantes em relação às respostas fisiológicas. Dessa forma, uma alternativa para a prescrição da intensidade é a utilização de escalas já descritas na literatura que sugerem essa associação entre a percepção e o desempenho (BIJUR; SILVER; GALLAGHER, 2001; BORG, 1982; FREITAS *et al.*, 2015a). Mesmo sem o uso de escalas, é sabido que o desempenho da flexibilidade de um indivíduo pode ser limitado pela dor (McCLURE; BLACKBURN; DUSOLD, 1994), e, portanto, uma maneira comum de descrever a intensidade é utilizar termos que remetem a quantidade de “desconforto” e/ou “dor”. O problema é que esses termos podem ser tratados como sinônimos ou como pontos completamente distintos e, assim, gerar uma confusão para replicar esses estudos ou mesmo compará-los a fim de compreender o impacto dessas intensidades no treinamento da flexibilidade. Mesmo com suas limitações, a utilização da percepção pode ser uma boa estratégia no contexto prático, onde a prescrição baseada na ADM ou no torque pode ser dificultada pela ausência de instrumentos que permitam mensurar essas variáveis. Todavia, para dar mais robustez à prescrição da intensidade baseada na percepção do indivíduo, seria interessante comparar a percepção do indivíduo com percentuais do desempenho máximo de flexibilidade (ADM ou torque) de modo que fosse possível identificar em diferentes intensidades suas respectivas interpretações quantitativas e qualitativas.

Vale ressaltar que além do critério para descrever e definir a intensidade, é importante que os estudos deixem claro qual o critério utilizado para determinar o desempenho máximo. A literatura mostra diversas possibilidades para definir o desempenho máximo, utilizando critérios como a presença ou ausência de sinal eletromiográfico (HALBERTSMA; GÖEKEN, 1994; HALBERTSMA; VAN BOLHUIS; GÖEKEN, 1996), o ponto onde é verificado o aumento da resistência ao alongamento (MAGNUSSON *et al.*, 1997), a presença ou ausência de dor (FREITAS; MIL-HOMENS, 2015; LIMA *et al.*, 2015; MUANJAI *et al.*, 2017), sendo que a escolha desses critérios tem impacto direto na prescrição da intensidade, independente se ela é quantitativa ou qualitativa. No presente estudo a intensidade foi estabelecida baseando-se nos valores de torque correspondentes a valores percentuais da ADM<sub>máx</sub>. Assim, estes valores de torque representaram as intensidades alvo a serem realizadas durante o treinamento. As

percepções do nível de alongamento associadas aos valores de torque correspondentes às diferentes intensidades seriam utilizadas para determinar a intensidade do estímulo de alongamento para cada indivíduo. Para permitir que um determinado indivíduo reproduzisse durante o treinamento esta intensidade estabelecida de forma qualitativa foi necessário um procedimento de ancoragem (GEARHART *et al.*, 2001). Além disso, no presente estudo foi considerada  $ADM_{máx}$ , aquela ADM que o indivíduo não seria capaz de aumentar durante uma manobra de alongamento por não suportar mais dor, assim como realizado em estudos prévios de Cabido *et al.* (2014) e Peixoto *et al.* (2015). Este critério foi estabelecido uma vez que este procedimento demonstrou um alto índice de confiabilidade ( $CCI_{3,k} = 0,98$ ) e baixo EPM% (2,23%). Entendemos que usar o ponto onde há o início da dor como ponto de corte para determinar o desempenho máximo pode subestimar o desempenho real de flexibilidade e isso refletir na prescrição de estímulos débeis de treinamento.

## 2.2 A percepção de alongamento no treinamento de flexibilidade.

Como mencionado anteriormente, a intensidade no treinamento da flexibilidade é prescrita por muitos autores baseada na percepção do indivíduo. Ao mesmo tempo em que isso confere maior validade ecológica aos resultados (BLAZEVIČH *et al.*, 2014), também dificulta a comparação dos mesmos já que a percepção não é igual entre diferentes indivíduos. A percepção envolve a detecção de um estímulo sensorial, a integração, organização e interpretação desse estímulo pelo sistema nervoso central (HOCKENBURY; HOCKENBURY, 2003) e essa interpretação depende das experiências prévias que o indivíduo teve (FENTON; SHIH; ZOLTON, 2015; PETERS, 2015). Isso significa que termos como “desconforto” e “dor” podem ser interpretados de maneiras distintas por pessoas diferentes.

É possível que o treinamento da flexibilidade provoque adaptações no sentido de aumentar a tolerância do indivíduo à dor associada ao exercício de alongamento, modificando a resposta de nociceptores presentes nas articulações e nos músculos alongados (MAGNUSSON *et al.*, 1996b). Uma vez que a  $ADM_{máx}$  e a  $ADM_{PPDA}$  podem

representar os limites superior e inferior da tolerância ao alongamento, essas variáveis poderiam corresponder às extremidades de um *continuum* de tolerância do indivíduo ao alongamento. Tanto a  $ADM_{m\acute{a}x}$  quanto a  $ADM_{PPDA}$  apresentam elevados valores de CCI ( $CCI_{3,k}$  para  $ADM_{m\acute{a}x} = 0,98$ ;  $CCI_{3,k}$  para  $ADM_{PPDA} = 0,93$ ), conforme mostra estudo de Cabido *et al.* (2014) e estão relacionadas conforme demonstrado no estudo de Chagas *et al.* (2016). Esses autores identificaram via análise fatorial exploratória que a  $ADM_{m\acute{a}x}$  e  $ADM_{PPDA}$  estão agrupadas em um mesmo fator, ou seja, essas variáveis estão altamente correlacionadas. De Carvalho (2015) identificou que a  $ADM_{PPDA}$  pode prever a  $ADM_{m\acute{a}x}$  com um coeficiente de determinação de 92,16% para mulheres e 79,21% para homens e ainda, que os indivíduos são capazes de registrar um ponto médio entre a  $ADM_{PPDA}$  e a  $ADM_{m\acute{a}x}$  ( $ADM_{50\%}$ ) com alta confiabilidade ( $CCI_{2,k} = 0,95$ ). Esses pontos são identificados por meio da percepção do indivíduo e tanto homens quanto mulheres são capazes de identificá-los com precisão (DE CARVALHO, 2015). Esses achados apontam para a confirmação da existência de um *continuum* de tolerância ao alongamento. Além de associar a percepção de alongamento à ADM, é possível identificar qual o torque correspondente aos limites desse *continuum* de tolerância. Para isso é necessário que valores de torque sejam registrados de forma concomitante à ADM. Com isso, é possível que diferentes variáveis relacionadas com o torque possam ser determinadas, tais como: o Torque $_{PPDA}$  - torque correspondente à PPDA e o Torque $_{m\acute{a}x}$  - maior valor de torque tolerado.

Freitas *et al.* (2015) apontam que humanos tem a capacidade de ranquear a percepção a estímulos mecânicos e que a maneira como a intensidade de alongamento é prescrita comumente, de maneira qualitativa, provoca divergência entre os estudos. Escalas de percepção como a Escala Visual Analógica (FREITAS *et al.*, 2013) ou mesmo a Escala de Borg (BJORKLUND *et al.*, 2001) já foram utilizadas na literatura com a intenção de permitir quantificar essa percepção de alongamento, mas segundo Freitas *et al.* (2015), essas escalas não foram criadas considerando o constructo da flexibilidade e não passaram por um processo de validação. Pensando nisso, esses autores propuseram a criação de uma escala de percepção ao alongamento (ANEXO 1) com o intuito de associar a percepção à variáveis como o torque de resistência do tecido. Ou seja, identificar se existe uma relação entre variáveis adquiridas de maneira quantitativa e qualitativa. No nosso entendimento,

intensidade de alongamento representa um percentual do desempenho individual máximo (WEINECK, 1999), contudo o ponto de corte do desempenho máximo na escala é o início da presença de dor e isso implica em incluir termos como supramáximo para quantificar a intensidade, já que mesmo sentindo dor, o indivíduo é capaz de alcançar maiores ADM. Isso traz mais um fator de confusão, dificultando as comparações e entendimento do efeito da intensidade no treinamento de flexibilidade. Ainda, esses autores consideram apenas a primeira tentativa de avaliação da flexibilidade para determinar o desempenho máximo, uma vez que tentativas subsequentes já promovem alteração da flexibilidade. Esse aumento da flexibilidade presente nas tentativas subsequentes a uma primeira tentativa de medir a  $ADM_{máx}$  é entendido no presente estudo como uma acomodação tecidual inicial, e por isso, analisamos apenas as últimas tentativas de aferição da  $ADM_{máx}$ , a fim de permitir que o tecido se acomode de maneira aguda e que a ADM medida seja mais próxima do máximo real naquele momento.

Além de criar a escala, Freitas *et al.* (2015) identificaram uma correlação muito alta entre percentuais do torque durante o alongamento e os pontos na escala criada (acima de 0,90), confirmando a hipótese do estudo que acreditava que existiria uma correlação entre a resposta do torque e a percepção como consequência da deformação tecidual. Esses resultados dão suporte à ideia do presente projeto de que os valores de torque correspondentes aos percentuais da  $ADM_{máx}$  representam uma maneira quantitativa válida para determinar intensidade e que a percepção do indivíduo associada aos valores de torque poderia fornecer uma forma de controle qualitativa da intensidade durante uma manobra de alongamento. Cabe ressaltar, que a escala proposta por Freitas *et al.* (2015) identificou a relação entre torque e percepção, mas que essa ideia ainda não foi investigada cronicamente, utilizando essa relação para prescrever a intensidade durante um período de treinamento. No presente estudo não foi utilizada nenhuma escala específica para ancorar a percepção o indivíduo. Os indivíduos foram orientados durante o processo de familiarização a interpretar suas sensações numa escala que variou de 0 a 10, semelhante a Escala de Avaliação Numérica (FERREIRA-VALENTE; PAIS-RIBEIRO; JENSEN, 2011; WILLIAMSON; HOGGART, 2005), onde 0 representa ausência de dor e 10 representa a pior dor que se pode imaginar. Para estabelecer a ligação estímulo-resposta, as

instruções devem identificar a classificação numérica mais baixa na escala e indicar que isso deve ser dado em resposta à menor intensidade de exercício. Em seguida, as instruções devem identificar classificação numérica mais alta e vinculá-la às sensações de esforço dos participantes durante o exercício máximo (GEARHART *et al.*, 2004). Sendo assim, na posição de repouso, os indivíduos foram informados que a sensação deveria ser interpretada como 0 e que quando alcançassem a  $ADM_{\text{máx}}$  deveriam interpretar aquela sensação como 10. Adicionalmente, como estudos prévios do grupo já mostraram que os procedimentos de familiarização e avaliação adotados permitem que os voluntários identifiquem baseado em suas percepções pontos como a PPDA e o máximo com altos valores de CCI (CABIDO *et al.*, 2014; CHAGAS *et al.*, 2016; DE CARVALHO, 2015; PEIXOTO, 2014). Dessa forma, foi entendido que as intensidades prescritas a partir de procedimentos similares, mas associados ao processo de ancoragem numa escala de 0 a 10, permitiriam que os indivíduos reproduzissem estas percepções, uma vez familiarizados com o procedimento. Cabe ressaltar que o presente estudo é o único, considerando a literatura investigada, que fez esse processo de ancoragem entre sensação e o valor da escala, o que pode dar mais robustez aos resultados encontrados.

### 2.3 Arquitetura muscular da UMT

A arquitetura muscular é a terminologia utilizada para descrever o arranjo estrutural das fibras musculares, considerado um dos aspectos determinantes para o desempenho de força e velocidade (LIMA *et al.*, 2015). Esse arranjo pode ser modificado em decorrência da aplicação de um estímulo mecânico, como ocorre no caso do treinamento de força (BLAZEVIK, 2006) e em função da execução de alongamentos (DE DEYNE, 2001). As alterações da arquitetura muscular são bem descritas para o treinamento de força (BLAZEVIK, 2006), todavia para o treinamento de flexibilidade pouco se sabe sobre seus efeitos em variáveis como o comprimento do fascículo (BLAZEVIK, 2006; FREITAS *et al.*, 2018; LIMA *et al.*, 2015).

De Deyne (2001) sugere que os fascículos musculares recebem a maior parte do estresse mecânico gerado pelo alongamento. Segundo esse autor, o estresse é propagado no tecido de acordo com sua anatomia e o quanto desse estresse é distribuído no tecido depende do ângulo de penação da fibra muscular. Considerando que o ângulo de penação do músculo bíceps femoral é de aproximadamente 12,5° e (FREITAS *et al.*, 2017) e 14° (KELLIS, 2018) e que o cosseno desses ângulos é 0,97, isso significa que aproximadamente 97% do estresse mecânico aplicado para alongar esse músculo é distribuído pelos fascículos (DE DEYNE, 2001).

Os mecanismos que suportam possíveis alterações do comprimento do fascículo após o treinamento da flexibilidade ainda não estão bem descritos na literatura. Apesar disso, algumas inferências podem ser feitas a fim de tentar compreender o que acontece no tecido. De Deyne (2001) sugere que mecanismos celulares e moleculares podem justificar as alterações da fibra muscular após um período de treinamento da flexibilidade. Segundo esse autor, o estresse mecânico do alongamento pode desencadear um processo de sinalização, transdução e transcrição, resultando na formação de mais sarcômeros em série. Outros autores, em estudos envolvendo o modelo animal, também sugerem que alongar o tecido muscular pode aumentar o número de sarcômeros em série (WILLIAMS, 1990; WILLIAMS; GOLDSPIK, 1971), entretanto essa adaptação não foi amplamente investigada em humanos e, portanto não é conclusiva. É possível especular que o aumento do comprimento do fascículo possa ser explicado pelo maior número de sarcômeros em série de uma miofibrila, todavia os estudos que investigaram essa variável apresentam resultados conflitantes e pouco embasamento teórico para justificá-los. Freitas *et al.* (2018) realizaram uma revisão de literatura sobre os efeitos crônicos do treinamento da flexibilidade sobre as variáveis estruturais, dentre elas o comprimento do fascículo. A partir da análise desses estudos e de uma busca mais recente, apenas um estudo aponta para um aumento do comprimento do fascículo (FREITAS; MIL-HOMENS, 2015) ao passo que outros não encontram alteração (BELTRÃO *et al.*, 2020; BLAZEVICH *et al.*, 2014; KONRAD; GAD; TILP, 2015; KONRAD; TILP, 2014a, 2014b; LIMA *et al.*, 2015; NAKAMURA *et al.*, 2012). Freitas e Mil-Homens (2015) sugerem que a intensidade de treinamento utilizada justifica o aumento do comprimento do fascículo, mas não apresentam um mecanismo que permita compreender como a intensidade promove

essa alteração. Nakamura *et al.* (2012) e Blazevich *et al.* (2014) sugerem que alterações do comprimento do fascículo ocorrem pelo aumento do número de sarcômeros em série, mas que a duração da intervenção proposta por ambos (4 e 3 semanas, respectivamente) não foram capazes de promover essa alteração e por isso não identificaram aumento do comprimento do fascículo. Beltrão *et al.* (2020) sugerem que ausência de alteração do comprimento do fascículo pode ser justificada pelo baixo tempo sob tensão, indicando que talvez essa variável seja mais importante para promover adaptações estruturais do que a intensidade de treinamento em si. Outros autores que investigaram essa variável (KONRAD; GAD; TILP, 2015; KONRAD; TILP, 2014a, 2014b; LIMA *et al.*, 2015) não apresentaram justificativa para seus achados, limitando a compreensão dos efeitos do treinamento da flexibilidade sobre essa variável.

Em uma recente revisão da literatura Freitas *et al.* (2018) apontam que as variáveis estruturais apresentam de moderada a alta heterogeneidade, o que favorece as inconsistências dos resultados. Esses autores sugerem que ainda não se sabe se o treinamento de flexibilidade pode promover alterações estruturais e isso se deve a três principais motivos. O primeiro deles é que a duração média dos estudos investigados é de 5,1 semanas e pode ser que as adaptações estruturais demorem mais para se manifestar ou serem detectadas pelos procedimentos de mensuração utilizados. O segundo é a ausência da compreensão de como a intensidade pode modular essas adaptações. Segundo esses autores, intensidades maiores tem maior chance de promover adaptações estruturais e esse componente da carga de treinamento deve ser levado em consideração na prescrição. Por último, Freitas *et al.* (2018) relatam que as adaptações mecânicas ao treinamento da flexibilidade podem acontecer em estruturas como a fáscia e os nervos periféricos e por isso esses efeitos não são visualizados quando se investiga, por exemplo, o comprimento do fascículo.

As evidências relativas ao comportamento das variáveis estruturais frente ao treinamento da flexibilidade ainda são inconsistentes, e o impacto da manipulação da intensidade, por um período de tempo maior do que 5 semanas, sobre essas variáveis estruturais não pode ser definido com as informações disponíveis atualmente. Além



disso, dos estudos citados anteriormente que investigaram os efeitos do treinamento de flexibilidade sobre as variáveis estruturais da UMT apenas três se referem aos músculos posteriores da coxa (BELTRÃO *et al.*, 2020; FREITAS; MIL-HOMENS, 2015; LIMA *et al.*, 2015) e os outros cinco investigam o tríceps sural (BLAZEVIČH *et al.*, 2014; KONRAD; GAD; TILP, 2015; KONRAD; TILP, 2014b, 2014a; NAKAMURA *et al.*, 2012). Assim como para o treinamento de força, é possível que as adaptações estruturais aconteçam de maneira diferente para grupos musculares diferentes, tornando necessário que outros estudos busquem reforçar o que a literatura já apresenta sobre alguns grupos musculares, mas também investiguem outros grupos musculares diferentes (FREITAS *et al.*, 2018).

A utilização de imagens de ultrassom já foi validada para investigar o comprimento do fascículo (DE OLIVEIRA; CARNEIRO; DE OLIVEIRA, 2016; NOORKOIV *et al.*, 2010). Existem diferentes maneiras de realizar a aquisição das imagens e analisar essas variáveis. O comprimento do fascículo é dado pela distância entre a origem em uma das aponeuroses e pode ser mensurado por diferentes procedimentos. Quando o fascículo inteiro não pode ser visualizado em uma imagem é possível calcular seu comprimento por meio de extrapolação linear e trigonometria (REEVES; NARICI, 2003), contudo esse procedimento pode apresentar de 2 a 7% de erro. A estimativa trigonométrica considera que o fascículo tem uma projeção linear, o que raramente acontece no tecido muscular em humanos (BLAZEVIČH; GILL; ZHOU, 2006). Dessa forma, a aquisição de uma imagem em modo panorâmico é uma possibilidade para corrigir esse erro, uma vez que ela utiliza um algoritmo para ajustar uma série de imagens adquiridas continuamente, permitindo a visualização de um fascículo completo (NOORKOIV *et al.*, 2010). Noorkoiv *et al.* (2010) avaliaram a confiabilidade e a validade desse modo de aquisição para o músculo vasto lateral e sugerem que ele é confiável e válido para medir o comprimento do fascículo, com um erro de 0,84% e CCI de 0,99. Por mais que a validação tenha sido feita para o músculo vasto lateral e não para os músculos posteriores da coxa, partindo do conceito de validade lógica, é esperado que os mesmos procedimentos sejam também válidos para mensurar as mesmas variáveis dos músculos posteriores da coxa, visto que a diferença foi na análise das imagens e não na aquisição das mesmas.

## 2.4 Nociceptores e o treinamento de flexibilidade

Apesar de ser amplamente sugerido que o treinamento de flexibilidade pode ser explicado por um aumento da tolerância ao alongamento, é incomum que os mecanismos que dão suporte a essa justificativa sejam explorados. Segundo Magnusson *et al.* (1996b), o aumento da tolerância ao alongamento está associado à alteração das terminações nervosas livres existentes nas articulações e nos músculos. Assim, tem sido especulado que o treinamento de flexibilidade promova alguma adaptação no sentido de aumentar o limiar de sensibilidade dessas terminações nervosas livres e, conseqüentemente, permitir que um indivíduo tolere um maior valor de torque seja aplicado a UMT durante uma manobra de alongamento, alcançando então maiores valores de ADM.

Essas terminações nervosas livres estão localizadas no tecido conectivo, entre as fibras musculares extra e intra fusais, nas vênulas e na junção miotendínea (STACEY, 1969). Segundo esse autor, especificamente as vias aferentes dos grupos III e IV são capazes de responder a estímulos mecânicos e, sendo assim, a dor percebida durante o treinamento da flexibilidade seria decorrente da estimulação dessas terminações nervosas livres. Mense e Meyer (1985) e Paintal (1960) verificaram que estes receptores são sensíveis a estímulos fisiológicos como pressão, alongamento, contração e temperatura e que essas respostas variaram em intensidade com o aumento da pressão.

Diferentes estudos mostraram que as terminações nervosas livres são estimuladas durante o alongamento (HAYES; KINDIG; KAUFMAN, 2005; MENSE; MEYER, 1985; PAINTAL, 1960), resultando em sensação dolorosa pela despolarização das fibras do tipo III à medida que a tensão gerada pelo alongamento aumenta (PAINTAL, 1960). Para entender como o treinamento altera essa resposta, é preciso entender como se organiza o tecido onde essas terminações estão presentes. Rowe (1981) analisou a morfologia do endomísio e do perimísio, por microscopia eletrônica e identificou que

o perimísio apresentava-se em três camadas, sendo uma composta por fibras grossas onduladas dispostas em um padrão cruzado bem ordenado, uma segunda camada composta por um feixe frouxo de fibrilas não onduladas e a terceira camada de feixes finos de fibrilas não onduladas sem organização direcional. Segundo esses autores a disposição dessas fibras confere resistência a esse tecido e, assim, com a aplicação de carga mecânica *i.e.* o alongamento, é provável que mudanças nessa organização possam ocorrer. Purslow (1989) buscou quantificar sistematicamente as mudanças na orientação das fibras de colágeno no perimísio resultantes de mudanças no comprimento muscular, ou seja, em posições alongada e encurtada. Seus achados indicam que o aumento do comprimento muscular de 1.1  $\mu\text{m}$  para 3.8  $\mu\text{m}$  reduz a angulação das fibras de colágeno em relação à direção das fibras musculares. Assim, uma carga mecânica aplicada para deformar um tecido irá transmitir às estruturas envolvidas uma tensão mecânica, que poderá impor às mesmas a necessidade de modificação, resultando, por exemplo, em uma reorganização de componentes desta estrutura como a disposição das fibras de colágeno. Este argumento é reforçado pelos dados de Purslow (1989) e é possível pensar que, esta alteração na disposição das fibras de colágeno reflete em uma nova forma de absorver a carga mecânica imposta ao tecido durante a deformação. Esses raciocínios nos permitem hipotetizar que à medida que a musculatura vai sendo alongada, ocorre uma elevação gradativa da tensão passiva e simultânea alterações nas estruturas associadas com a resistência à deformação. Assim, é pensado que, uma elevação na tensão passiva decorrente de um alongamento aumenta a frequência de disparo das fibras aferentes do tipo III (CLELAND; HAYWARD; RYMER, 1990), e o indivíduo passa a interpretar aquele estímulo como doloroso.

Considerando os raciocínios anteriores, com o treinamento, é possível que uma alteração na organização tecidual se estabeleça e essa expectativa tem sido reforçada pelos resultados de diferentes estudos (GOSSELIN *et al.*, 1998; WOO *et al.*, 1982), que indicaram alterações teciduais provocadas pela aplicação de carga mecânica associada ao exercício de alongamento. Esses autores têm sinalizado que estas alterações estruturais estariam relacionadas com a redução da quantidade de *cross-links* (ligação entre as fibras de colágeno). Com uma reorganização dessas fibras, a carga mecânica poderia ser melhor distribuída sobre as terminações nervosas livres,

fazendo com que uma menor pressão (estímulo) fosse exercida sobre esses receptores (PURSLOW, 1989). Isso resultaria em uma redução dos estímulos aferentes provenientes das fibras dos grupos III e IV, diminuindo a percepção de dor durante o alongamento. Desta forma, a mesma percepção de tensão percebida em uma condição pré-treinamento seria sinalizada mais tardiamente após o treinamento.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

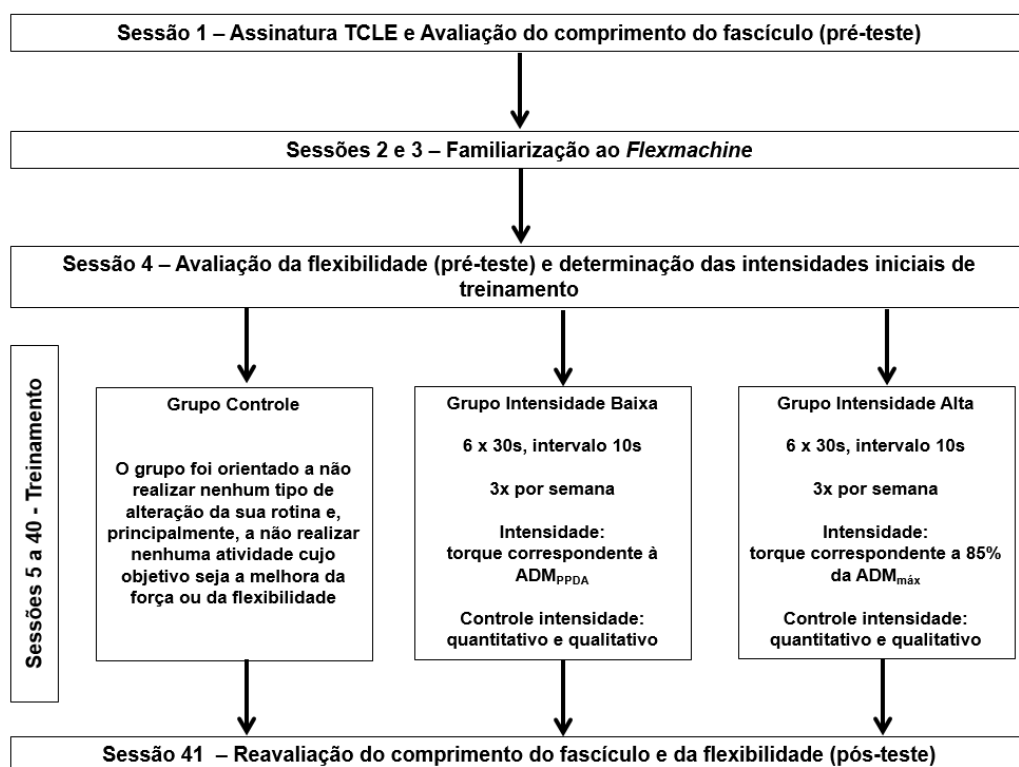
#### 3.1 Delineamento experimental

O presente estudo é caracterizado como do tipo longitudinal e experimental (SAMPAIO, 2010). Os voluntários foram divididos em três grupos: Controle, Intensidade Baixa ( $ADM_{PPDA}$ ) e Intensidade Alta ( $ADM_{85\%}$ ). Todos os voluntários passaram por um registro inicial dos níveis de flexibilidade e do comprimento do fascículo (*baseline*) e foram alocados de maneira balanceada em seus respectivos grupos (balanceamento realizado pela idade e prática de atividade física). Após essa divisão, os grupos Intensidade Baixa e Alta realizaram o treinamento da flexibilidade no aparelho *Flexmachine* por 12 semanas, na intensidade predeterminada para cada um deles. O grupo Controle ficou 12 semanas sem realizar nenhum tipo de treinamento que visasse o ganho de força ou flexibilidade com o objetivo de determinar que os ganhos dos grupos experimentais foram em consequência da carga de treinamento proposta. Os grupos que realizaram algum tipo de treinamento completaram ao todo 36 sessões de treinamento (sessões 5 a 40), totalizando 6480 segundos de treinamento. Todos os indivíduos foram orientados a manter a rotina de prática de atividade física durante todo o período de coleta. Cada voluntário treinou ambos os membros inferiores, entretanto para um deles o voluntário realizou o treinamento com a intensidade prescrita de maneira quantitativa, baseada no torque correspondente à aquela intensidade, e o membro contralateral realizou o treinamento com a intensidade prescrita de maneira qualitativa, baseado na sua percepção daquela intensidade. A escolha de qual membro fez o controle de forma quantitativa ou qualitativa foi balanceada, permitindo que tivéssemos o mesmo número de indivíduos treinando o membro inferior direito de maneira qualitativa e quantitativa e, consequentemente, a mesma condição foi aplicada para o membro inferior esquerdo. Ao final das 36 sessões de treinamento os voluntários tiveram a flexibilidade e o comprimento do fascículo reavaliados. Além disso, a cada 9 sessões as intensidades de treinamento foram ajustadas por meio da reavaliação da flexibilidade. Esses ajustes permitiram garantir que a intensidade relativa fosse mantida durante as 12

semanas de treinamento, já que os valores absolutos sofriam modificações em função das adaptações que ocorreram ao longo do tempo.

A Figura 1 ilustra o desenho experimental com a ordem dos procedimentos realizados no presente estudo.

Figura 1 - Desenho Experimental



Fonte: Elaboração própria.

Legenda: PPDA (primeira percepção de alongamento), TCLE (termo de consentimento livre e esclarecido),  $ADM_{PPDA}$  (amplitude de movimento correspondente à PPDA),  $ADM_{máx}$  (amplitude de movimento máxima).

As sessões 4 e 41 foram realizadas no mesmo horário do dia e as sessões de treinamento ocorreram em horários próximos, com diferença de uma hora para mais ou para menos. Tal procedimento foi adotado a fim de minimizar os efeitos das variações de temperatura ao longo do dia que poderiam influenciar nas medidas a

serem realizadas. Foram ao todo 16 semanas de coleta: duas para a familiarização e avaliações iniciais, 12 semanas de treinamento e duas para as reavaliações. Entre as sessões 1, 2, 3, 4 e 5 foi dado um intervalo entre 24 e 48 horas e entre as sessões 40 e 41 foi dado um intervalo entre 24 horas e 96 horas. Segundo Ben e Harvey (2010) o intervalo entre a última sessão de treino e a reavaliação deve ser de no mínimo 24 horas e no máximo 96 horas para que as possíveis alterações encontradas sejam em decorrência de um efeito crônico e não de um efeito transiente de uma sessão.

### 3.2 Cuidados éticos

O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais sob número de CAAE: 88478518.3.0000.5149. Ao se apresentarem como voluntários, os indivíduos foram informados pelos pesquisadores quanto aos objetivos e aos procedimentos metodológicos e cronologia do estudo. Os voluntários foram também informados quanto aos possíveis riscos e desconfortos, assim como benefícios potenciais relacionados à participação nos experimentos e quanto ao possível tratamento e compensação por danos decorrentes. Caso ocorresse algum desconforto em decorrência dos procedimentos experimentais os voluntários seriam avaliados e tratados por uma fisioterapeuta membro do Laboratório de Biomecânica (CENESP/UFMG). Cabe ressaltar que estudos prévios com cargas de treinamento muito semelhantes à do presente estudo foram realizados no laboratório e não houve registro de danos decorrentes das intervenções, a não serem aqueles esperados para a prática de alongamento como, por exemplo, dor muscular. Apenas dois voluntários apresentaram, após algumas sessões de treinamento, em duas sessões, dor muscular intensa a ponto de dizerem que não eram capazes de treinar. Imediatamente foram avaliados e acompanhados pela fisioterapeuta a fim de identificar se a permanência deles na pesquisa poderia ser mantida e se eles precisariam de intervenção fisioterápica ou de avaliação médica. Em ambos os casos os voluntários ficaram 5 dias sem treinar e, mesmo sem uso de analgésicos, não se queixaram de mais desconforto, sendo então mantidos na pesquisa.

O consentimento para participação no estudo por escrito foi obtido de cada voluntário, após os esclarecimentos necessários, estando todos cientes de que a qualquer momento poderiam, sem constrangimento ou qualquer tipo de sanções, deixar de participar do mesmo. Foram tomadas todas as precauções com o intuito de preservar a privacidade dos voluntários. Para isto, as condições experimentais e todas as informações individuais obtidas durante o estudo foram mantidas em sigilo entre a equipe de pesquisadores e o voluntário. A saúde e o bem-estar do voluntário estiveram sempre acima de qualquer outro interesse.

### 3.3 Amostra

A amostra foi composta por 39 indivíduos do sexo masculino (Controle: 8; Intensidade Alta: 15; Intensidade Baixa: 16), com idade entre 18 e 35 anos. A divulgação sobre a seleção dos voluntários foi realizada por meio de cartazes fixados na Universidade Federal de Minas Gerais e divulgação em meio eletrônico. Os voluntários foram orientados a não realizar qualquer tipo de atividade física nas 48 horas anteriores às avaliações e reavaliações das medidas estruturais e de flexibilidade. A escolha por investigar indivíduos do sexo masculino se deu pelo fato de que mulheres tendem a ser mais flexíveis do que os homens (BLACKBURN *et al.*, 2004) e, baseado em estudos pilotos anteriores ao presente estudo, observou-se mulheres tem mais facilidade de zerar o equipamento do que homens. Além disso, como uma das perguntas do estudo foi testar a possibilidade de se utilizar a percepção como forma de controle da intensidade de treinamento de flexibilidade, entendemos que, em função da variação do ciclo hormonal que ocorre na mulher a percepção de dor da voluntária poderia também variar ao longo das 12 semanas de treinamento e isso poderia ser um fator de confusão inicialmente.

Foram adotados os seguintes critérios de inclusão: 1) ausência de lesões musculoesqueléticas nos membros inferiores, coluna e pelve; 2) não estarem participando de qualquer atividade que envolva o treinamento sistematizado de flexibilidade ou força dos músculos posteriores da coxa nos últimos doze meses. Os



critérios de exclusão adotados foram: 1) abandono por livre e espontânea vontade do voluntário; 2) ocorrência de lesão musculoesquelética de membros inferiores ou coluna ao longo da coleta; 3) quaisquer motivos de saúde que impedissem a participação no estudo; 4) não comparecimento sem aviso prévio à duas sessões seguidas de coleta nos dias e horários programados; 5) alcançar a extensão completa aparelho *Flexmachine* antes do final da coleta.

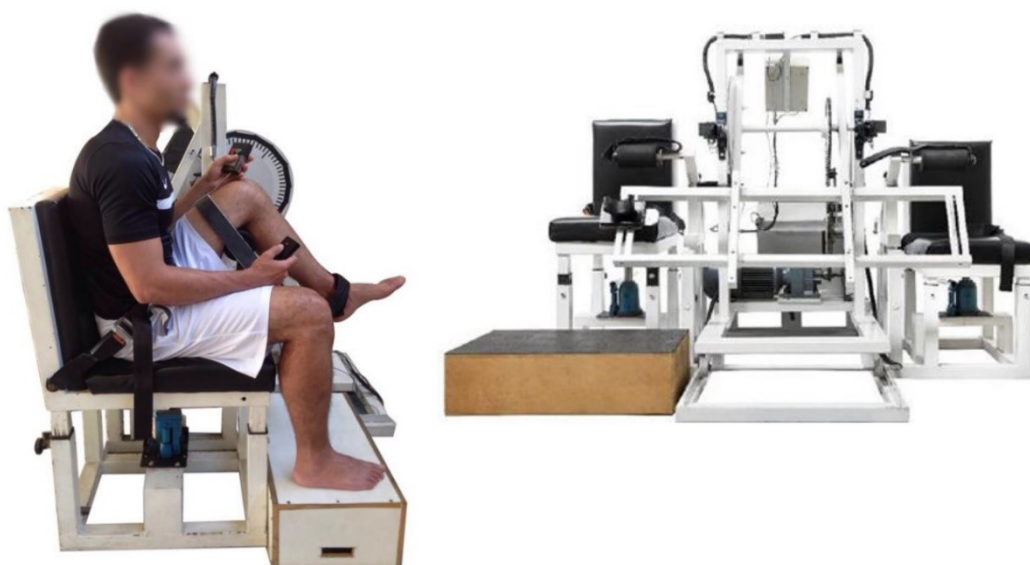
O tamanho da amostra foi calculado no programa GPower 3.1<sup>®</sup> (Düsseldorf, Alemanha) (FAUL *et al.*, 2007), utilizando dados de um estudo previamente realizado no laboratório que segue os mesmos procedimentos de avaliação e treinamento da flexibilidade (PEIXOTO, 2014), considerando a variável rigidez, por ser a que apresenta maior coeficiente de variação. O teste realizado pelo programa foi um Teste t pareado, com tamanho do efeito de 0,75, poder estatístico de 0,80 e nível de significância de 0,05. O tamanho amostral por grupo foi de 16 unidades amostrais. Para o presente estudo cada membro inferior foi considerado uma unidade amostral (BEN; HARVEY, 2010) e, considerando o desenho experimental apresentado, o grupo Controle foi composto de 8 indivíduos (cada membro uma unidade amostral), o grupo Intensidade Alta foi composto por 15 indivíduos (cada membro treinou com a intensidade alvo, mas a forma de controle foi distinta) e o grupo Intensidade Baixa também foi composto por 16 indivíduos (cada membro treinou com a intensidade alvo, mas a forma de controle foi distinta). Considerando a possibilidade de perda amostral, foram selecionados 50 indivíduos. Desses 50, 7 não terminaram a coleta por terem alcançado o limite máximo de extensão de joelhos no equipamento antes do término das coletas, 3 decidiram voluntariamente, e sem prejuízo algum, encerrar a participação antes do final das coletas e 1 foi excluído do estudo por outros motivos de saúde.

### 3.4 Instrumentos

#### 3.4.1 Aparelho isocinético *Flexmachine*

O aparelho isocinético *Flexmachine* (CABIDO *et al.*, 2014) foi desenvolvido no Laboratório de Biomecânica (BIOLAB) do Centro de Excelência Esportiva (CENESP) na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) e é utilizado para mensurar a  $ADM_{máx}$ ,  $Torque_{máx}$ , a atividade eletromiográfica (EMG) e percepção de alongamento de maneira sincronizada, assim como, para executar o alongamento dos músculos posteriores da coxa durante o treinamento da flexibilidade (Figura 2). Esse aparelho consiste em duas cadeiras conectadas lateralmente a um braço mecânico. Estas cadeiras possuem ajustes de altura, encosto a  $95^\circ$  em relação ao assento e um desnível na região posterior do assento com a finalidade de minimizar a báscula posterior do quadril. Para minimizar qualquer movimento compensatório, na pelve e nos membros inferiores, são utilizadas cintas sobre as espinhas ilíacas ântero-superiores e no terço distal da coxa. Adaptado às cadeiras, há um suporte com ajuste horizontal, que permite sustentar o membro inferior testado a  $45^\circ$  de flexão de quadril a partir da posição sentada. De acordo com Magnusson *et al.* (1996b), esse posicionamento permite o alongamento dos músculos flexores do joelho com mínima participação de estruturas anatômicas que limitam a extensão passiva do joelho, como a cápsula articular posterior.

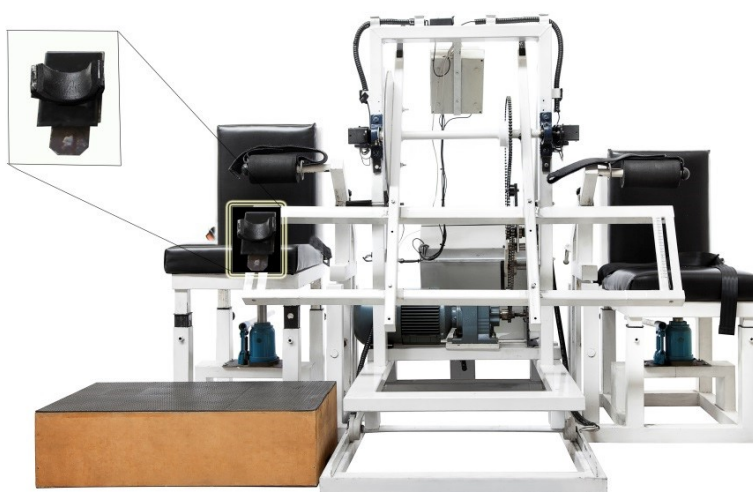
Figura 2 - Aparelho isocinético *Flexmachine*



Fonte: Arquivo de fotos do BIOLAB-CENESP

Sobre o braço mecânico está localizada uma plataforma de força (Refitronic®, Schmitt, Alemanha) cujo posicionamento é ajustável individualmente ao comprimento da perna (Figura 3). Esse braço mecânico é movimentado por um motor de indução (SEW Eurodrive, Belo Horizonte, Brasil), cujo acionamento ocorre por meio de um dispositivo manual com dois botões (um para subir e outro para descer). A velocidade de subida e de descida do braço mecânico é fixada em 5°/s (GRILL; HALLETT, 1995). A amplitude de movimento do braço mecânico é registrada por um acelerômetro localizado próximo ao eixo de rotação. Para garantir a segurança dos indivíduos, o ângulo máximo do braço mecânico foi limitado por uma interface homem máquina (IHM). O valor do ângulo máximo do braço mecânico foi programado para 138°, o que corresponde a 2° de flexão do joelho (utilizando 0° como a extensão completa do joelho). O aparelho *flexmachine* permite um deslocamento horizontal que possibilita o alinhamento do eixo do braço mecânico ao côndilo lateral do fêmur. Para isso, uma ponteira laser, localizada no eixo do braço mecânico, foi alinhada ao marcador previamente colocado sobre côndilo lateral do fêmur. Ainda, para a mensuração da percepção do alongamento existe um segundo dispositivo manual, chamado *trigger*. Este dispositivo é pressionado quando o indivíduo percebe a primeira percepção de alongamento (PPDA) na região posterior da coxa (HALBERTSMA; GÖEKEN, 1994).

Figura 3 - Plataforma de força posicionada no braço mecânico



Para a calibração do acelerômetro presente no aparelho *Flexmachine* é utilizado um goniômetro digital Bosch (precisão de 0,5°). Por meio do programa DasyLab 11.0 (Dasytec Daten System Technik GmbH, Germany), a voltagem do acelerômetro é medida na posição inicial e final. O delta dos valores da ADM é dividido pelo delta da voltagem possibilitando encontrar a variável  $x$  da equação linear ( $f(x)=ax + b$ ) que explica o comportamento linear do acelerômetro. Em seguida, o braço é posicionado em ângulos conhecidos para verificar a precisão das medidas, sendo o erro inferior a 1°.

Para assegurar que os valores de torque obtidos na coleta representem a resistência muscular ao alongamento, a massa do segmento perna-pé foi mensurada para a correção do torque em relação à gravidade. A correção da gravidade durante o deslocamento angular do *Flexmachine* é realizada subtraindo da força mensurada o resultado da multiplicação entre o seno do ângulo e a massa do segmento perna-pé. As massas do membro direito e esquerdo foram mensuradas posicionando os voluntários em decúbito dorsal sobre uma superfície de madeira, com o quadril e joelho a 90° e a perna apoiada sobre a plataforma de força. O acelerômetro, a plataforma de força (Refitronic®, Schmitten, Germany) e o *trigger* foram interligados ao computador por meio de um conversor analógico/digital *Data Translation (DT BNC Box USB 9800 Series)* e os dados mensurados foram armazenados de maneira sincronizada. O programa utilizado para a coleta e análise dos dados foi o *DASYlab 11.0* (Dasytec Daten System Technik GmbH, Germany).

### 3.4.2 Ultrassom

Foi utilizado um aparelho de ultrassonografia (MindRay DC-7, *Shenzhen*, China) em modo panorâmico, utilizando um transdutor linear de 4cm a 7,5MHz, profundidade da captação da imagem variando de 5 a 8,5 cm e ganho entre 50 e 64db (as configurações foram ajustadas de forma a ocasionar uma imagem nítida de todo músculo). Um mesmo avaliador, treinado previamente (mais de 1000 imagens adquiridas), realizou a aquisição de duas imagens do músculo bíceps femoral,

deslocando o transdutor ao longo de uma linha de 30cm, paralela aos fascículos, em velocidade constante durante aproximadamente 15s. Após o exame de ultrassom, as imagens foram codificadas e o comprimento do fascículo foi demarcado manualmente pela pesquisadora utilizando o programa *Osirix* (versão 5.6 para iOS). Os procedimentos para a aquisição das imagens foi validado na literatura para o músculo vasto lateral (NOORKOIV *et al.*, 2010). Partindo do conceito de validade lógica, é esperado que os mesmos procedimentos sejam também válidos para mensurar as mesmas variáveis dos músculos posteriores da coxa, visto que a diferença se dá na análise das imagens e não na aquisição das mesmas. O músculo avaliado no presente estudo já foi investigado em outras pesquisas onde o comprimento do fascículo foi mensurado via ultrassonografia (DE OLIVEIRA; CARNEIRO; DE OLIVEIRA, 2016; FREITAS *et al.*, 2017; FREITAS; MIL-HOMENS, 2015; LIMA *et al.*, 2015) mostrando que a ultrassonografia é uma técnica adequada para tal finalidade.

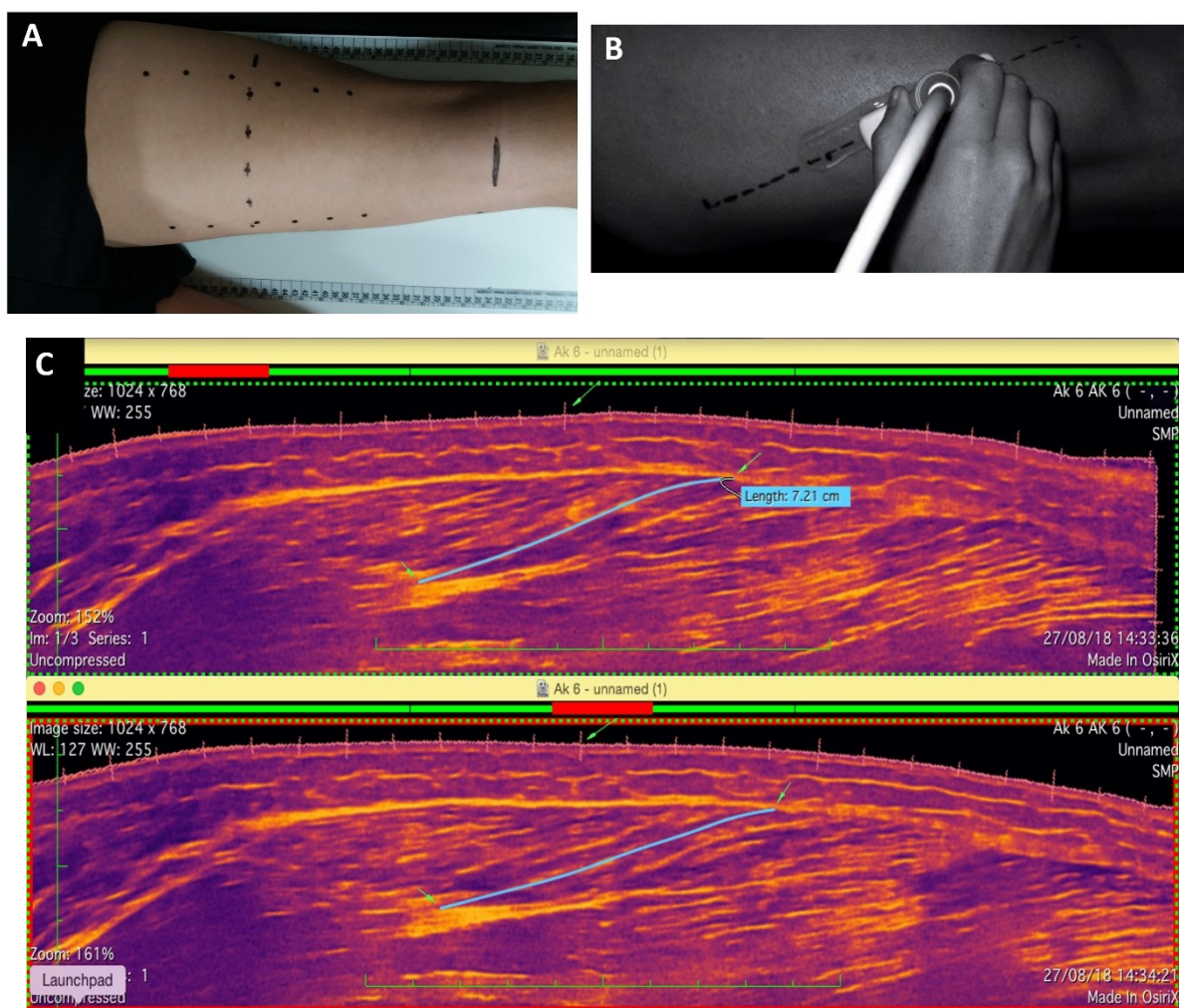
### 3.5 Procedimentos experimentais

#### 3.5.1 Sessão de coleta 1 (S1) – Ultrassonografia

Inicialmente os voluntários assinaram o TCLE e em seguida passaram por um exame de ultrassonografia de ambos os membros inferiores. As imagens adquiridas nessa sessão foram analisadas posteriormente para a avaliação do comprimento do fascículo do músculo bíceps femoral. Um pesquisador treinado realizou a aquisição de imagens utilizando um ultrassom da marca Mindray®, modelo DC-7. O procedimento de aquisição das imagens foi realizado da mesma maneira como descrito por Noorkoiv *et al.* (2010). Dessa forma, o voluntário chegou ao laboratório e permaneceu por pelo menos 15 minutos deitado em uma maca em decúbito ventral. Ao longo desses 15 minutos a região posterior da coxa do voluntário foi marcada para identificação dos pontos onde seriam adquiridas as imagens (Figura 4A). As projeções do trocânter maior do fêmur e da cabeça da fíbula foram marcadas em uma prancha milimetrada, de forma que o comprimento do segmento foi calculado como a distância entre a projeção desses dois pontos. Essa prancha possuía todos os ângulos retos e

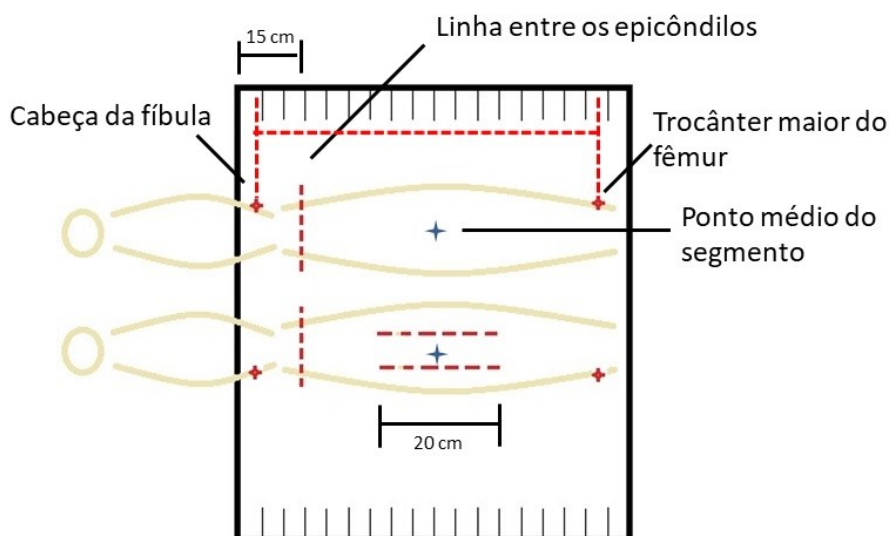
sua borda inferior foi alinhada paralelamente, a 15 cm, a uma linha que passa entre os epicôndilos lateral e medial do fêmur (Figura 5). O ponto médio do segmento foi marcado na pele do voluntário e foi alinhado ao ponto médio de uma régua de 30cm adaptada utilizada para guiar o *probe* do ultrassom.

Figura 4 – Demarcações na pele, posição do *probe* durante a aquisição das imagens e análise do comprimento do fascículo do bíceps femoral após a codificação da imagem



Fonte: Elaboração própria (A e C); Noorkoiv *et al.* (2010) (B). A – demarcação na pele do voluntário do ponto médio do segmento. B – Identificação da inclinação dos fascículos e demarcação na pele dessa inclinação. C – Imagens de ultrassom codificadas (AK6) e analisada.

Figura 5 - Marcações para aquisição das imagens de ultrassom



Fonte: Elaboração própria

A inclinação da guia foi ajustada a partir da aquisição em tempo real da imagem (Figura 4B) (NOORKOIV *et al.*, 2010), de forma a se aproximar ao máximo da direção dos fascículos, permitindo que um fascículo inteiro fosse visualizado na imagem. Essa inclinação foi marcada na pele do voluntário com fita micropore e, então, foram registradas duas imagens panorâmicas, com o *probe* posicionado de maneira longitudinal aos fascículos. O ponto médio do probe foi marcado e colocado na extremidade proximal da régua de 30 cm e percorreu essa distância até o ponto distal da mesma em aproximadamente 15s (NOORKOIV *et al.*, 2010). O comprimento do segmento, seu ponto médio e a inclinação dos fascículos foram registrados em um mapa em papel de seda e as mesmas marcações na pele foram realizadas na sessão de reavaliação do comprimento do fascículo. Em ambas as sessões de ultrassonografia a pesquisadora responsável fez as marcações na pele do voluntário e as imagens foram adquiridas por um segundo pesquisador, o mesmo também para ambas as sessões. O pesquisador responsável por adquirir as imagens não sabia a qual grupo os voluntários pertenciam. Para a realização das medidas foi utilizado gel de contato entre o *probe* e a pele do voluntário, a fim de garantir o acoplamento acústico e minimizar a compressão muscular durante a aquisição das imagens. A pesquisadora responsável realizou a análise de todas as imagens apenas após a codificação de cada imagem, realizada por uma bolsista de iniciação científica. Esse

procedimento foi adotado para impedir a identificação do indivíduo avaliado e a qual grupo (Controle, Intensidade Alta ou Baixa) ou momento (pré ou pós treinamento) o mesmo pertencia (Figura 4C).

### 3.5.2 Sessões de coleta 2 e 3 (S2-S3) - Familiarização

Foram realizadas duas sessões familiarização aos procedimentos de avaliação e treinamento no aparelho *Flexmachine*. Antes de iniciar a sessão, os voluntários já haviam sido alocados em um dos três grupos do presente estudo. Inicialmente foram realizadas medidas antropométricas com a utilização de uma balança (Filizola®, precisão de 0,1 kg) e de um estadiômetro acoplado à mesma (precisão de 0,5 cm) para caracterização da amostra. Em seguida, foi feita a aferição da massa do segmento perna-pé, com o objetivo de corrigir o torque pela gravidade, assegurando que o valor de torque obtido na coleta representasse a resistência da UMT ao alongamento. A massa do segmento foi mensurada posicionando o voluntário em decúbito dorsal sobre uma superfície de madeira, com o quadril e joelho a 90° de flexão e o tornozelo apoiado sobre a plataforma de força (2 cm do maléolo lateral), garantindo a mesma posição na qual a cinta que prende o tornozelo estava fixada durante os testes.

Em seguida, o voluntário foi posicionado no aparelho *Flexmachine* e todos os ajustes realizados para seu posicionamento no aparelho foram registrados para a reprodução nos dias de coleta subsequentes. Utilizando um goniômetro digital (Bosch®, DWM 40 L), o trocânter maior e o epicôndilo lateral do fêmur foram alinhados para posicionar o quadril a 135° de flexão (45° em relação ao solo), com o terço distal do membro inferior examinado sobre o suporte para a coxa. A cadeira permite ser movimentada para cima e para baixo, e o *Flexmachine* para frente e para trás, objetivando alinhar o epicôndilo lateral do fêmur do membro testado ao eixo do braço mecânico. O tornozelo do membro inferior a ser testado foi posicionado sobre a plataforma de força, com o suporte a uma distância de 2 cm do maléolo lateral. O suporte da plataforma possui um formato abaulado para o encaixe do tornozelo e uma cinta de fixação com a

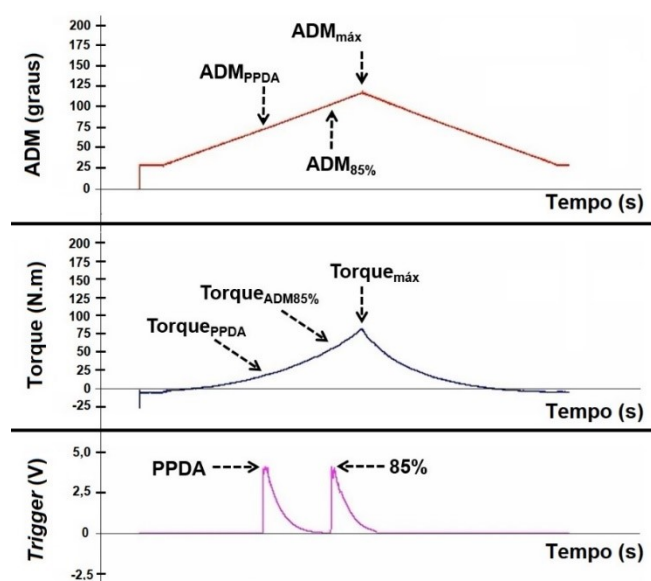


finalidade de minimizar a rotação externa do joelho. O pé contralateral foi posicionado sobre blocos de madeira de alturas variáveis, mantendo toda a região plantar apoiada de forma que a coxa também estivesse totalmente apoiada no assento da cadeira, evitando alterações no posicionamento da pelve. A posição inicial do voluntário (45° de flexão de quadril) já coloca a porção proximal dos posteriores da coxa em discreto alongamento. À medida que a extensão de joelho é realizada durante a avaliação da flexibilidade ou durante o treinamento, ocorre um afastamento entre origem e inserção da musculatura investigada ainda maior, colocando os posteriores da coxa numa posição ainda mais alongada.

Cada voluntário recebeu as instruções de funcionamento do aparelho e iniciou a familiarização no equipamento. O voluntário, já devidamente posicionado, recebeu dois controles, sendo um para elevar e descer o braço mecânico do *Flexmachine* e outro para registro das variáveis relacionadas à percepção de alongamento (*trigger*). Inicialmente, ao comando do avaliador, o voluntário deveria apertar o botão de subida e acionar o motor, subindo o braço mecânico até a maior ADM possível de ser tolerada por ele (registro da  $ADM_{máx}$  e do  $Torque_{máx}$ ) e, uma vez tendo alcançado esse ponto, ele deveria imediatamente acionar o botão de descida do braço, retornando à posição inicial. Por se tratar de uma avaliação de desempenho máximo, a pesquisadora sempre encorajou os voluntários a tentarem alcançar a maior ADM possível em todas as tentativas. Nesse momento foi o iniciado o processo de ancoragem das percepções de alongamento do voluntário, sendo que a posição inicial foi ancorada ao valor 0, numa escala de 0 a 10, e a  $ADM_{máx}$  foi ancorada ao valor 10. O procedimento de ancoragem da escala proporcionou ao sujeito uma compreensão da percepção que correspondia aos limites inferior e superior das sensações. Após algumas tentativas de ir à  $ADM_{máx}$ , o voluntário foi instruído a, além de ir até a  $ADM_{máx}$  e retornar à posição inicial, marcar também a primeira percepção de alongamento (PPDA) ou de tensão na musculatura alongada. Para isso, ele deveria pressionar o botão do *trigger* uma única vez (registrando nesse momento a  $ADM_{PPDA}$  e o  $Torque_{PPDA}$ ), enquanto permanecia pressionando o botão de subida do braço mecânico para alcançar a  $ADM_{máx}$ . Esse procedimento de ir até o máximo, marcar a PPDA e retornar à posição inicial teve duração de aproximadamente 30 segundos (15 para subir e 15 para descer). A partir do momento em que o voluntário demonstrou que compreendeu como identificar de

maneira consistente os pontos PPDA e máximo, ele foi considerado familiarizado ao procedimento de avaliação da flexibilidade. Os indivíduos do grupo Intensidade Alta foram ensinados a marcar um terceiro ponto além da PPDA e do máximo, o ponto que correspondia à 85% da  $ADM_{máx}$ . Para isso, esses voluntários foram instruídos a pressionar o *trigger* mais uma vez, quando identificassem que estavam no ponto 8,5 (85% da  $ADM_{máx}$  –  $ADM_{85\%}$  e o  $Torque_{ADM85\%}$ ), entre o 0 (posição inicial) e o 10 ( $ADM_{máx}$ ). A cada tentativa os voluntários receberam feedback sobre esse terceiro ponto, sendo informados pela pesquisadora o quão distante estavam de identificar corretamente 85% da  $ADM_{máx}$ . Foi permitida uma variação de  $\pm 2^\circ$  para considerar que o voluntário havia identificado corretamente esse ponto. A partir do momento em que o voluntário demonstrou que compreendeu como identificar de maneira consistente os pontos PPDA, 85% da  $ADM_{máx}$  e o máximo, ele foi considerado familiarizado ao procedimento de avaliação da flexibilidade.

Figura 6 - Pontos PPDA, 85% e máximo



Fonte: Elaboração própria

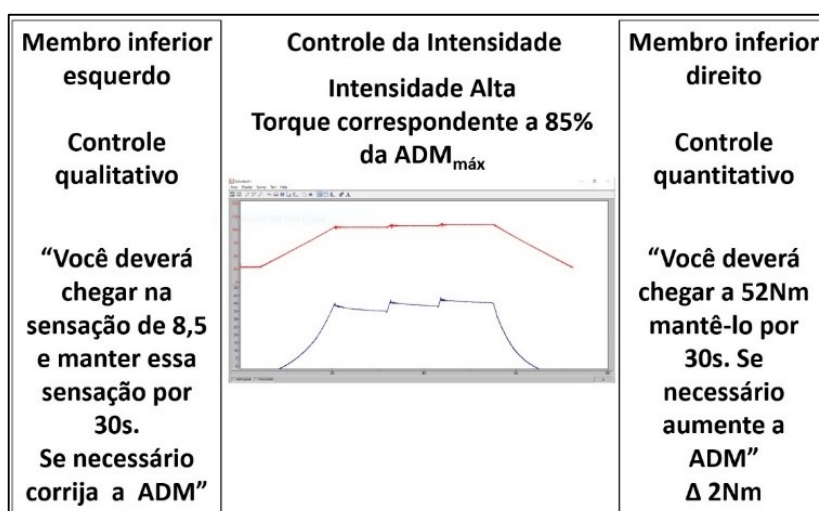
Legenda:  $ADM_{máx}$  (Máxima amplitude de movimento tolerada),  $ADM_{PPDA}$  (Amplitude movimento correspondente à primeira percepção de alongamento),  $ADM_{85\%}$  (Amplitude de movimento correspondente a 85% da  $ADM_{máx}$ ), PPDA (Primeira percepção de alongamento),  $Torque_{máx}$  (Máximo valor de torque tolerado),  $Torque_{PPDA}$  (Torque correspondente à primeira percepção de alongamento),  $Torque_{ADM85\%}$  (Torque correspondente à  $ADM_{85\%}$ ).

Considerando coletas prévias realizadas com os mesmos procedimentos e no mesmo equipamento, o processo de familiarização requer que o voluntário execute a marcação dos pontos PPDA, 85% da  $ADM_{máx}$  e máximo em média 20 vezes por sessão de familiarização para que ele demonstre que compreendeu como manipular corretamente o equipamento. Ainda, esses procedimentos de familiarização foram realizados inicialmente com o voluntário de olhos abertos e, à medida que se mostravam consistentes, passaram a marcar todos os pontos com os olhos vendados. A privação da visão teve o objetivo de impedir que os pontos da PPDA, 85% da  $ADM_{máx}$  e máximo fossem estabelecidos por pistas visuais ao invés de serem baseados na percepção de alongamento do indivíduo. Durante todas as sessões seguintes (S3 à S41) os indivíduos realizaram todos os procedimentos vendados, com exceção do treinamento do membro que fez o controle da intensidade de forma quantitativa, onde era necessário que o indivíduo visse o torque alvo.

Após ser familiarizado ao procedimento de avaliação da flexibilidade, o voluntário foi familiarizado quanto à forma de controle das intensidades de treinamento correspondente ao seu grupo, de maneira quantitativa e qualitativa. Como ambos os membros inferiores foram treinados na mesma intensidade, sendo diferente entre eles apenas a forma de controle da mesma, nessa primeira sessão de familiarização já foi definido qual membro inferior faria cada um dos tipos de controle da intensidade. Como dito anteriormente, a escolha de qual membro fez o controle de forma quantitativa ou qualitativa foi balanceada entre membro inferior direito e esquerdo. A intensidade de treinamento do grupo Intensidade Baixa correspondeu ao torque registrado no momento em que o voluntário apertou o *trigger* pela primeira vez ( $Torque_{PPDA}$ ) e do grupo Intensidade Alta correspondeu ao torque registrado a 85% da  $ADM_{máx}$  ( $Torque_{85\%}$ ). A justificativa para tais intensidades será abordada nas sessões de treinamento. Para o treinamento de maneira quantitativa o voluntário foi informado quanto ao torque que deveria chegar para a intensidade correspondente ao seu grupo (torque alvo). A partir do momento em que alcançasse esse torque alvo, deveria manter esse torque ao longo de 30s, ajustando a ADM sempre que necessário, sendo permitida uma variação de 2N para mais ou para menos (CABIDO *et al.*, 2014). Na sessão de familiarização isso foi repetido até que o voluntário compreendesse como realizar os ajustes do torque adequadamente. Para o treinamento de maneira

qualitativa o voluntário não foi informado quanto ao torque alvo, mas foi instruído a alcançar a percepção correspondente à PPDA ou à 85% da  $ADM_{máx}$ , de acordo com o grupo em que estivesse inserido. A figura 7 ilustra as orientações dadas ao voluntário e um gráfico de uma sessão de treinamento de um voluntário do grupo Intensidade Alta. O indivíduo foi orientado a ajustar a posição do braço do *Flexmachine*, quando necessário, com o objetivo de manter a sensação ao longo de 30s. Na sessão de familiarização isso foi repetido até que o voluntário compreendesse como alcançar tais percepções e a realizar os ajustes da ADM adequadamente. Durante a familiarização, sempre que o indivíduo relatou que alcançou determinada sensação, mas o registro observado pela pesquisadora não foi condizente com o relato, o voluntário recebeu um feedback no sentido de ajustar sua percepção e os valores registrados. Os indivíduos do grupo Controle não fizeram nenhum tipo de treinamento, sendo familiarizados apenas ao procedimento de avaliação da flexibilidade, marcando a PPDA e chegando à  $ADM_{máx}$ . Esses procedimentos de familiarização foram realizados em ambas as sessões de familiarização. A única diferença entre as duas sessões foi o fato de que na segunda sessão os voluntários já iniciaram os testes vendados.

Figura 7 - Orientações e gráfico de uma sessão de treinamento



Fonte: Elaboração própria

### 3.5.3 Sessões de coleta 4 (S4) – Pré-teste

A quarta sessão aconteceu entre 24 e 48 horas após a segunda sessão de familiarização. Os voluntários realizaram a avaliação da flexibilidade, ou seja, foram posicionados no aparelho *Flexmachine* e realizaram em média seis tentativas até o máximo, identificando os pontos PPDA, 85% da  $ADM_{\text{máx}}$  (quando fosse o caso) e o máximo com cada membro inferior. As três primeiras tentativas tinham a finalidade de promover acomodação tecidual e, portanto, apenas as três últimas tentativas foram utilizadas para a análise das variáveis relacionadas à flexibilidade e para a prescrição das intensidades de treinamento. A ordem de qual membro seria avaliado e treinado primeiro foi estabelecida previamente, garantindo que metade dos voluntários comesçassem com o membro que fazia o controle da intensidade de forma quantitativa e a outra metade começaria com o membro que fazia o controle de forma qualitativa. Essa ordem foi mantida ao longo de todas as sessões de coleta. Usando a EVA, todos os voluntários foram perguntados quanto à presença de dor muscular nos músculos posteriores da coxa ou de alguma queixa de dor geral no início da sessão e o valor relatado foi registrado.

### 3.5.4 Sessões de coleta 5 a 40 (S5 a S40) - Treinamento

Ao longo das sessões de coleta 5 a 40 cada grupo treinou de acordo com a carga de treinamento proposta, sendo a intensidade de treinamento a única diferença entre eles. Dessa forma, os 2 grupos de intervenção treinaram três vezes por semana, durante 12 semanas, realizando seis repetições com duração de 30s (PEIXOTO *et al.*, 2015), com pausa entre as repetições de aproximadamente 10s (tempo necessário para retornar à posição inicial), totalizando 180s de alongamento por sessão. A duração total do estímulo de alongamento foi de 6480s e se encontra dentro da faixa de 3600 a 9450s executada por estudos prévios que identificaram alterações significativas da rigidez (GUISSARD; DUCHATEAU, 2004; MARSHALL; CASHMAN; CHEEMA, 2011; TOFT *et al.*, 1989). Assim como na sessão 4, antes do início de cada sessão de treino, os voluntários foram questionados quanto à presença de dor

muscular nos músculos posteriores da coxa ou alguma queixa de dor geral por meio da EVA e esse valor foi registrado.

As intensidades de cada grupo foram identificadas na sessão de coleta 4 e ajustadas a cada três semanas, semelhante a um estudo previamente realizado no laboratório (PEIXOTO *et al.*, 2015), ou seja, nas sessões 14, 23 e 32. Para isso, nessas sessões, foram repetidos os procedimentos de avaliação e, em seguida, os voluntários treinaram na nova intensidade ajustada. Para o membro que fez o controle da intensidade de forma quantitativa (olhos abertos), a contagem dos 30s de alongamento foi iniciada automaticamente na tela que mostrava as variações do torque para o voluntário, a partir do momento em que o torque alvo daquele membro foi alcançado. Já para o membro que realizou o controle da intensidade de forma qualitativa (olhos vendados), a contagem dos 30s de alongamento foi iniciada pela pesquisadora a partir do momento em que o voluntário relatou em voz alta que alcançou a intensidade alvo, baseado apenas na sua percepção. Para essa forma de controle, durante o treinamento, os voluntários não receberam feedback sobre estarem ou não próximos ao torque que informaram durante a avaliação, mas por mais que o voluntário não fosse informado quanto aos valores de torque alvo, os mesmos foram registrados para futuras comparações. Assim que os 30s de alongamento de cada série terminavam, independente da forma de controle, os voluntários retornavam à posição inicial e, imediatamente iniciavam a série seguinte. Considerando que uma das maneiras de controle da intensidade aconteceu de forma qualitativa, ou seja, baseado somente na percepção do indivíduo, foi de extrema importância que o voluntário estivesse bem familiarizado quanto à interpretação de sua sensação ao longo das sessões de treinamento.

As intensidades de treinamento dos grupos Intensidade Baixa e Intensidade Alta já se mostraram eficazes para promover alterações da flexibilidade, usando o mesmo equipamento do presente estudo e a mesma maneira de determinar o desempenho máximo. A primeira delas, ADM<sub>PPDA</sub>, foi testada por Bhering (2009), que identificou que após 6 semanas de treinamento, a intensidade correspondente à PPDA foi capaz de melhorar a flexibilidade dos músculos posteriores da coxa, reduzir a rigidez passiva

e aumento da ADM<sub>PPDA</sub>. Já a outra intensidade, ADM<sub>85%</sub>, foi a mesma utilizada por Peixoto (2014), que mostrou que após 10 semanas de treinamento essa intensidade promoveu aumento da flexibilidade, redução da rigidez passiva e aumento da ADM<sub>PPDA</sub>. Todavia, para nenhuma dessas intensidades foram investigadas as adaptações estruturais e, em ambos os estudos citados, a intensidade foi controlada apenas de maneira quantitativa. Além disso, Bhering (2009) prescreveu a técnica ângulo constante (AC), diferente de Peixoto (2014) e do presente estudo que optaram por prescrever a técnica torque constante (TC). A literatura sugere que a técnica TC é superior à AC (CABIDO *et al.*, 2014) portanto foi escolhida para ser aplicada no presente estudo. Além disso, a ideia de que a sensação está ligada à manutenção do torque ao longo da série também levou à escolha dessa técnica.

#### 3.5.5 Sessão de coleta 41 (S41) – Pós-teste

A sessão de coleta 41 aconteceu com intervalo mínimo de 24 horas e máximo de 96 horas após a realização da S40. Nesse dia os voluntários repetiram os procedimentos da S1 e refizeram o exame de ultrassom. Em alguns casos, logo após o ultrassom os voluntários já realizaram a reavaliação da flexibilidade. Alguns voluntários, por uma questão de logística de uso do ultrassom, fizeram a reavaliação da flexibilidade entre 24 e 72 horas após a S41. Os procedimentos de reavaliação da flexibilidade foram os mesmos descritos na S4.

#### 3.5.6 Grupo Controle

O Grupo Controle não realizou nenhum tipo de intervenção ao longo das 12 semanas. Os indivíduos alocados nesse grupo participaram apenas das sessões S1, S2, S3, S4 e S41. O objetivo desse grupo foi garantir que os efeitos obtidos nos grupos de treinamento foram atribuídos à intervenção proposta.

## 3.6 Variáveis analisadas

### 3.6.1 ADM<sub>máx</sub>

A ADM<sub>máx</sub> utilizada para a análise dos dados foi a média das ADM<sub>máx</sub> registradas nas três últimas tentativas de avaliação. Essa variável apresentou no presente estudo valores de CCI<sub>2,k</sub> 0,95 (IC<sub>95%</sub> 0,86 – 0,98) e um erro padrão da medida (EPM) de 2,47° e um erro padrão da medida percentual (EPM%) de 1,81%.

### 3.6.2 Torque<sub>máx</sub>

O torque<sub>máx</sub> utilizado para a análise dos dados foi a média dos torque<sub>máx</sub> de resistência dos músculos posteriores da coxa registrados nas três últimas tentativas de avaliação. Essa variável apresentou no presente estudo valores de CCI<sub>2,k</sub> 0,97 (IC<sub>95%</sub> 0,89 – 0,99) e um EPM de 4,54Nm e um EPM% de 5,22%.

### 3.6.3 ADM<sub>PPDA</sub>

A ADM<sub>PPDA</sub> utilizada para a análise dos dados foi a média das ADM<sub>PPDA</sub> registradas nas três últimas tentativas de avaliação. Essa variável apresentou no presente estudo valores de CCI<sub>2,k</sub> 0,87 (IC<sub>95%</sub> 0,64 – 0,95) e um EPM de 6,93° e um EPM% de 10,17%.

### 3.6.4 Rigidez Passiva

A rigidez passiva foi calculada através da inclinação da curva torque passivo – ADM (CHAGAS *et al.*, 2016; MAGNUSSON *et al.*, 2000). A curva torque passivo – ADM foi obtida realizando um corte na curva torque passivo – ADM, no valor de ADM



correspondente a 80% da  $ADM_{\text{máx}}$ . Este corte foi realizado para remover uma possível influência da ativação muscular reflexa durante o alongamento e determinar o valor do torque passivo, procedimento este semelhante ao realizado por Cabido *et al.* (2014) e McNAIR *et al.* (2002). A curva torque passivo – ADM foi então dividida em três partes e a rigidez passiva ( $Nm/^\circ$ ) calculada através da inclinação do terceiro terço dessa curva. Este terço foi escolhido já que estudos anteriores apresentaram menores coeficientes de variação para o terceiro terço da curva torque passivo – ADM (MAGNUSSON *et al.*, 1998, 1996c). Essa variável apresentou no presente estudo valores de  $CCI_{2,k}$  0,77 ( $IC_{95\%}$  0,33 – 0,92) e um EPM de  $0,15Nm/^\circ$  e um EPM% de 16,64%.

### 3.6.5 Energia

A energia foi calculada através da área abaixo da curva torque passivo – ADM (CHAGAS *et al.*, 2016; MAGNUSSON *et al.*, 2000). O mesmo procedimento de corte realizado para análise da rigidez passiva foi feito e somente a área do 3º terço abaixo da curva torque passivo – ADM foi analisada. Essa variável apresentou no presente estudo valores de  $CCI_{2,k}$  0,91 ( $IC_{95\%}$  0,77 – 0,97) e um EPM de  $309,16Nm^\circ$  e um EPM% de 8,36%.

### 3.6.6 Comprimento do fascículo

O comprimento do fascículo foi dado pela distância em cm entre a origem em uma das aponeuroses e a sua inserção na aponeurose subjacente, assim como descrito por Noorkoiv *et al.* (2010). Para a análise foi utilizada a média das duas imagens adquiridas. Essa variável apresentou no presente estudo valores de  $CCI_{2,k}$  0,998 ( $IC_{95\%}$  0,997 – 0,999) e um EPM de 0,03cm e um EPM% de 0,36%.

### 3.7 Análise estatística

A normalidade de todos os dados foi verificada através do teste de *Shapiro-Wilk*. A homocedasticidade e a esfericidade foram verificadas por meio do teste de Levene e Mauchly. Para a comparação entre as situações experimentais foi realizada uma ANCOVA, com o fator entre intensidade com três níveis (Controle, Intensidade Alta e Intensidade Baixa) e um fator dentro denominado controle da intensidade com dois níveis (quantitativa e qualitativa), tendo como covariável a medida de *baseline* que apresentou maior variabilidade. Nos casos onde houve diferença significativa, foi utilizado um *post-hoc* de *Bonferroni*. Uma ANOVA Oneway foi realizada para cada variável com os dados do *baseline* para identificar se os grupos eram semelhantes inicialmente. Para a análise da concordância entre o torque alvo e o valor de torque alcançado foi construído um gráfico de Bland-Altman, considerando o EPM da variável Torque<sub>máx</sub> como a linha central e os limites de concordância foram determinados de acordo com a equação: média das diferenças entre torque alvo e torque executado para cada um dos grupos  $\pm$  a diferença mínima (DM) (WEIR, 2005). A diferença mínima foi calculada com os dados de EPM do grupo controle para a variável torque<sub>máx</sub> no *baseline* (EQUAÇÃO 1).

$$DM = EPM \times 2,571 \times \sqrt{2} \quad (\text{EQUAÇÃO 1})$$

Onde, o EPM foi dado pela raiz quadrada do quadrado médio do erro da variável Torque<sub>máx</sub> e 2,571 é o valor de t tabelado para 5 graus de liberdade (6 séries a cada sessão), com  $\alpha$  de 0,05. Como o torque alvo era reavaliado a cada 9 sessões, para quantificar o torque executado foi feita a média dos valores executados nas mesmas 9 sessões. Uma diferença real entre o torque alvo e o torque executado foi considerada quando a média das diferenças entre torque alvo e o torque executado estivesse fora dos limites de concordância construídos. A análise da confiabilidade dos procedimentos de coleta foi realizada através do cálculo do CCI<sub>2,k</sub> (PORTNEY; WATKINS, 2000) e da determinação do EPM e EPM percentual (EPM%) (WEIR, 2005). Os valores d de Cohen foram calculados usando a equação  $d = (M_1 - M_2) / ((DP_1 + DP_2) / 2)$ , em que  $M_1$  e  $M_2$  são as médias dos grupos comparados (Intensidade

Alta, Intensidade Baixa ou Controle) e DP é o desvio padrão do respectivo grupo que está sendo comparado. Esses valores são relatados para refletir a magnitude das diferenças em cada tratamento onde  $\leq 0,20$  foi considerado “trivial”; 0,21-0,49 “pequeno”; 0,50-0,79 “moderado” e  $\geq 0,80$  “grande” (COHEN, 1988). O poder estatístico das análises de variância foi reportado pelo *Eta Squared* ( $\eta^2$ ) (FIELD, 2013). O nível de significância adotado foi de 5%. Para a análise estatística foi utilizado o programa SPSS (versão 22.0).

## 4 RESULTADOS

### 4.1 Controle das sessões e caracterização da amostra

Os dados do presente estudo apresentaram distribuição normal e foram homocedásticos. A tabela 1 mostra a caracterização da amostra. A tabela 2 mostra variáveis de controle que foram registradas ao longo das sessões de treinamento. A tabela 3 (APÊNDICE 1) apresenta os dados absolutos de cada variável, nos momentos *baseline* e pós-teste de todos os grupos, descritos em média e desvio padrão e a tabela 4 (APÊNDICE 1) apresenta os deltas absolutos e percentuais de cada variável, entre os momentos *baseline* e pós-teste de todos os grupos, descritos em média e desvio padrão.

Tabela 1 - Caracterização da amostra.

Caracterização da amostra	Média ± DP
<b>Idade (anos)</b>	
Grupo Intensidade Alta (n=15)	22,0 ± 2,5
Grupo Intensidade Baixa (n=16)	23,1 ± 3,9
Grupo Controle (n = 8)	23,2 ± 3,1
<b>Massa (kg)</b>	
Grupo Intensidade Alta (n=15)	72,7 ± 10,7
Grupo Intensidade Baixa (n=16)	75,9 ± 13,4
Grupo Controle (n = 8)	77,1 ± 9,8
<b>Estatura (cm)</b>	
Grupo Intensidade Alta (n=15)	177,9 ± 11,8
Grupo Intensidade Baixa (n=16)	175,9 ± 8,2
Grupo Controle (n = 8)	177,6 ± 5,6
<b>Prática de Atividade Física (pelo menos 2x por semana)</b>	
Corrida	Grupo Intensidade Alta n =3; Grupo Intensidade Baixa n = 3; Grupo Controle n = 2
Futsal	Grupo Intensidade Alta n =4;

Grupo Intensidade Baixa n = 4;  
Grupo Controle n = 2

Natação

Grupo Intensidade Alta n = 1;  
Grupo Intensidade Baixa n = 0;  
Grupo Controle n = 0

Sedentário

Grupo Intensidade Alta n = 7;  
Grupo Intensidade Baixa n = 9;  
Grupo Controle n = 4

Fonte: Elaboração própria

Tabela 2 - Variáveis de controle registradas durante as sessões de treinamento

Variável	Média ± DP
Sessões de treinamento por voluntário	35,87 ± 0,56
Número médio de séries executadas por sessão	5,81 ± 0,63

Comparação entre 85% real da  $ADM_{máx}$  e o valor indicado pelo voluntário, em todas as avaliações:

ADM85% <i>Baseline</i> – Teste t pareado	p = 0,260
ADM85% primeira reavaliação - Teste t pareado	p = 0,505
ADM85% segunda reavaliação - Teste t pareado	p = 0,073
ADM85% terceira reavaliação - Teste t pareado	p = 0,843
ADM85% pós intervenção - Teste t pareado	p = 0,534

EVA - Grupo Intensidade Alta

Frequência absoluta (frequência relativa)

0	451 (84,1%)
1	33 (6,2%)
2	13 (2,4%)
3	15 (2,8%)
4	12 (2,2%)
5	7 (1,3%)
6	5 (0,9%)
Total	536 (100%)

EVA - Grupo Intensidade Baixa

Frequência absoluta (frequência relativa)

0	545 (94,6%)
1	3 (0,5%)
2	10 (1,7%)
3	9 (1,6%)
4	4 (0,7%)
5	2 (0,3%)
6	3 (0,5%)
Total	576 (100%)

EVA - Grupo Controle	Frequência absoluta (frequência relativa)
0	14 (87,5%)
1	2 (12,5%)
Total	16 (100%)

---

Fonte: Elaboração própria

Legenda: EVA – Escala visual analógica

#### 4. 2 Comparação dos dados no *baseline*

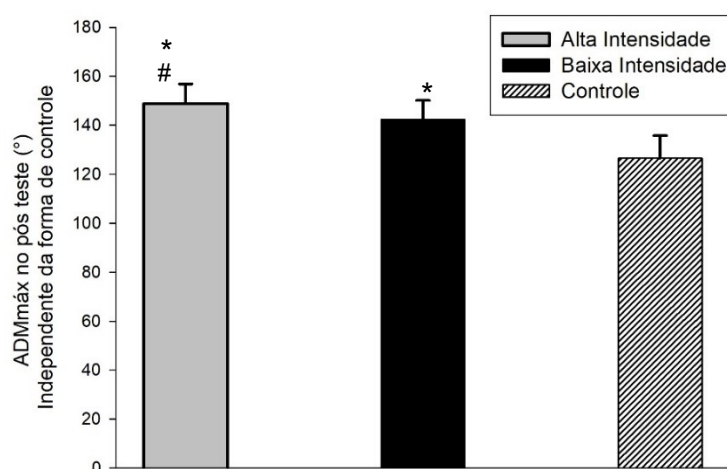
Uma ANOVA Oneway foi realizada para cada variável com os dados do *baseline* para identificar se os grupos eram semelhantes. Os valores absolutos do *baseline* e do pós-teste, bem como os deltas absolutos e percentuais, estão descritos por meio de média e desvio padrão no APÊNDICE 1 (Tabela 3 e 4). Foi encontrado diferença para a  $ADM_{máx}$  dos membros que fizeram o controle de forma quantitativa ( $F = 26,95$ ,  $p = 0,001$ ) e  $ADM_{máx}$  dos membros que fizeram o controle de forma qualitativa ( $F = 20,28$ ,  $p = 0,001$ ), sendo em ambas as situações a  $ADM_{máx}$  do grupo Controle maior do que a  $ADM_{máx}$  dos grupos de treinamento, para o  $Torque_{máx}$  dos membros que fizeram o controle de forma quantitativa ( $F = 5,32$ ,  $p = 0,008$ ) sendo o  $Torque_{máx}$  do grupo Controle maior do que o  $Torque_{máx}$  dos grupos de treinamento, para a Energia dos membros que fizeram o controle de forma quantitativa ( $F = 4,71$ ,  $p = 0,014$ ) e Energia dos membros que fizeram o controle de forma qualitativa ( $F = 3,51$ ,  $p = 0,038$ ), sendo em ambas as situações a Energia do grupo Controle maior do que a Energia dos grupos de treinamento. A escolha pelo ANCOVA se deu por ser o teste com maior poder estatístico comparado a ANOVA e pelo fato de ser robusto mesmo quando há diferenças entre as médias dos grupos no *baseline* (VICKERS; ALTMAN, 2001). Em função do uso da ANCOVA os valores de pós-teste apresentados a seguir são valores

de médias marginais corrigidas pelos valores do *baseline*. Para as outras variáveis a ANOVA *Oneway* mostrou que os grupos eram semelhantes no momento *baseline* (Controle qualitativo do Torque<sub>máx</sub>  $F = 1,86$ ,  $p = 0,167$ ; Controle quantitativo da ADM<sub>PPDA</sub>  $F = 0,52$ ,  $p = 0,597$ ; Controle qualitativo da ADM<sub>PPDA</sub>  $F = 0,15$ ,  $p = 0,858$ ; Controle quantitativo da Rigidez  $F = 2,34$ ,  $p = 0,108$ ; Controle qualitativo da Rigidez  $F = 2,40$ ,  $p = 0,102$ ; Controle quantitativo do Comprimento do fascículo  $F = 1,04$ ;  $p = 0,366$ ; Controle qualitativo do Comprimento do Fascículo  $F = 0,90$ ;  $p = 0,418$ ).

#### 4.3 ADM<sub>máx</sub>

A ANCOVA mostrou que, independente da forma de controle, a ADM<sub>máx</sub> no pós-teste do grupo Alta Intensidade ( $148,85 \pm 8,01^\circ$ ) é maior do que dos grupos Baixa Intensidade ( $142,35 \pm 7,80^\circ$ ) (dCohen = 0,82) e Controle ( $126,47 \pm 9,31^\circ$ ) (dCohen = 2,57). Além disso, a ADM<sub>máx</sub> no pós-teste do grupo Baixa Intensidade ( $142,35 \pm 7,80^\circ$ ) é maior do que a ADM<sub>máx</sub> do grupo Controle ( $126,47 \pm 9,31^\circ$ ) (dCohen = 1,85) ( $F = 20,82$ ,  $p = 0,001$ ;  $\eta^2$  parcial = 0,49) (Figura 8). Os valores médios e os valores individuais de ADM<sub>máx</sub> no *baseline* e no pós-teste para cada um dos grupos são ilustrados no Apêndice 2 (Figura 17 e Figura 18).

Figura 8 - ADM<sub>máx</sub> no pós-teste dos grupos Alta Intensidade, Baixa intensidade e Controle.

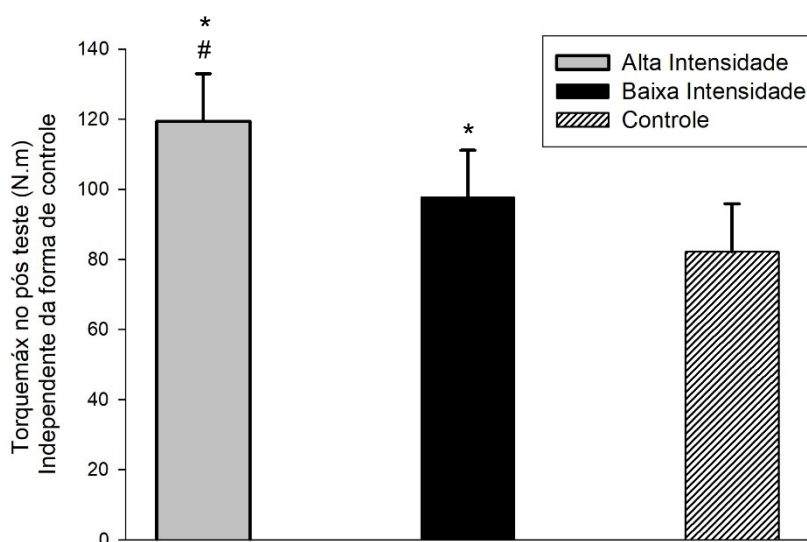


Legenda: ADM<sub>máx</sub>: Amplitude de movimento máxima. \* $p < 0,05$  em comparação ao grupo Controle; # $p < 0,05$  em comparação ao grupo Baixa Intensidade.

#### 4.4 Torque<sub>máx</sub>

A ANCOVA mostrou que, independente da forma de controle, o Torque<sub>máx</sub> no pós-teste do grupo Alta Intensidade ( $119,35 \pm 13,59\text{N.m}$ ) é maior do que dos grupos Baixa Intensidade ( $97,65 \pm 13,46\text{N.m}$ ) (dCohen = 1,60) e Controle ( $82,12 \pm 13,77\text{N.m}$ ) (dCohen = 2,72). Além disso, o Torque<sub>máx</sub> no pós-teste do grupo Baixa Intensidade ( $97,65 \pm 13,46\text{N.m}$ ) é maior do que o Torque<sub>máx</sub> do grupo Controle ( $82,12 \pm 13,77\text{N.m}$ ) (dCohen = 1,14) ( $F = 28,00$ ,  $p = 0,001$ ;  $\eta^2$  parcial = 0,56) (Figura 9). Os valores médios e os valores individuais de torque<sub>máx</sub> no *baseline* e no pós-teste para cada um dos grupos são ilustrados no Apêndice 2 (Figura 19 e Figura 20)

Figura 9 - Torque<sub>máx</sub> no pós-teste dos grupos Alta Intensidade, Baixa intensidade e Controle.



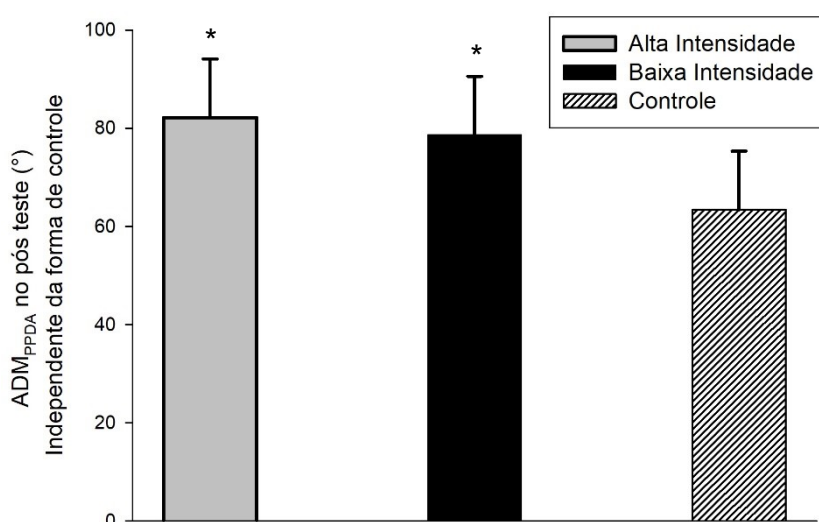
Legenda: Torque<sub>máx</sub>: Torque máximo. \* $p < 0,05$  em comparação ao grupo Controle; # $p < 0,05$  em comparação ao grupo Baixa Intensidade.



#### 4.5 ADM<sub>PPDA</sub>

A ANCOVA mostrou que, independente da forma de controle, a ADM<sub>PPDA</sub> no pós-teste é semelhante entre os grupos Alta Intensidade ( $82,18 \pm 11,91^\circ$ ) e Baixa Intensidade ( $78,62 \pm 11,93^\circ$ ) ( $dCohen = 0,30$ ), sendo a ADM<sub>PPDA</sub> no pós-teste de ambos os grupos maior do que do grupo Controle ( $63,38 \pm 11,93^\circ$ ) ( $dCohen_{Alta \times Controle} = 1,57$ ;  $dCohen_{Baixa \times Controle} = 1,27$ ) (Figura 10). Os valores médios e os valores individuais de ADM<sub>PPDA</sub> no *baseline* e no pós-teste, independente da intensidade ou sua forma de controle são ilustrados no Apêndice 2 (Figura 21). A ANCOVA mostrou ainda que, independente do grupo, ADM<sub>PPDA</sub> no pós-teste foi maior quando a intensidade foi controlada de maneira qualitativa ( $75,90 \pm 12,60^\circ$ ) comparado ao controle de intensidade quantitativo ( $73,55 \pm 11,78^\circ$ ) ( $dCohen = 0,19$ ) ( $F = 11,01$ ,  $p = 0,001$ ;  $\eta^2_{parcial} = 0,34$ ) (Figura 11).

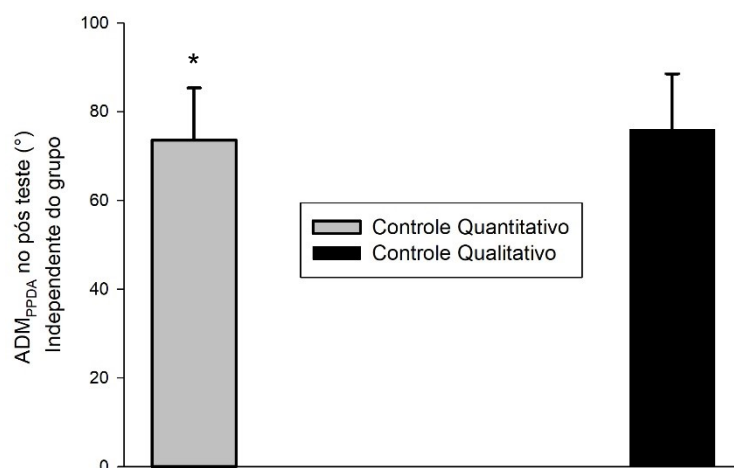
Figura 10 - ADM<sub>PPDA</sub> no pós-teste dos grupos Alta Intensidade, Baixa intensidade e Controle.



Legenda: ADM<sub>PPDA</sub>: Amplitude de movimento correspondente à primeira percepção de alongamento.

\* $p < 0,05$  em comparação ao grupo Controle.

Figura 11 - ADM<sub>PPDA</sub> no pós quando controladas de maneira quantitativa e qualitativa.



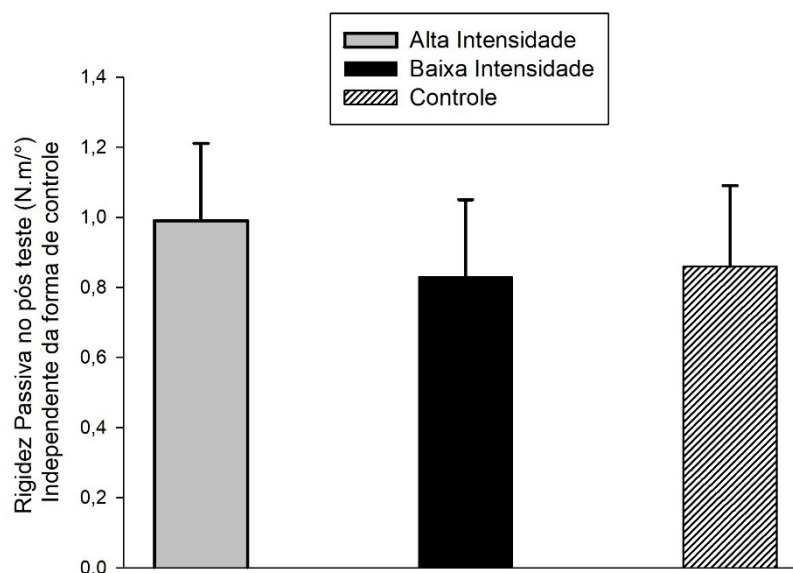
Legenda: ADM<sub>PPDA</sub>: Amplitude de movimento correspondente à primeira percepção de alongamento.

\* $p < 0,05$  em relação ao controle Qualitativo.

#### 4.6 Rigidez Passiva

A ANCOVA não mostrou diferença da rigidez passiva no terceiro terço no pós-teste para nenhum dos grupos avaliados (Grupo Alta Intensidade  $0,99 \pm 0,22\text{Nm}/^\circ$ ; Grupo Baixa Intensidade  $0,83 \pm 0,22\text{Nm}/^\circ$ ; Grupo Controle  $0,86 \pm 0,23\text{Nm}/^\circ$ ) ( $d\text{Cohen}_{\text{Alta} \times \text{Controle}} = 0,57$ ;  $d\text{Cohen}_{\text{Baixa} \times \text{Controle}} = 0,13$ ;  $d\text{Cohen}_{\text{Alta} \times \text{Baixa}} = 0,72$ ) ( $F = 2,36$ ;  $p = 0,106$ ;  $\eta^2 = 0,10$ ) (Figura 12). Os valores médios e os valores individuais de rigidez no *baseline* e no pós-teste, independente da intensidade ou sua forma de controle são ilustrados no Apêndice 2 (Figura 22).

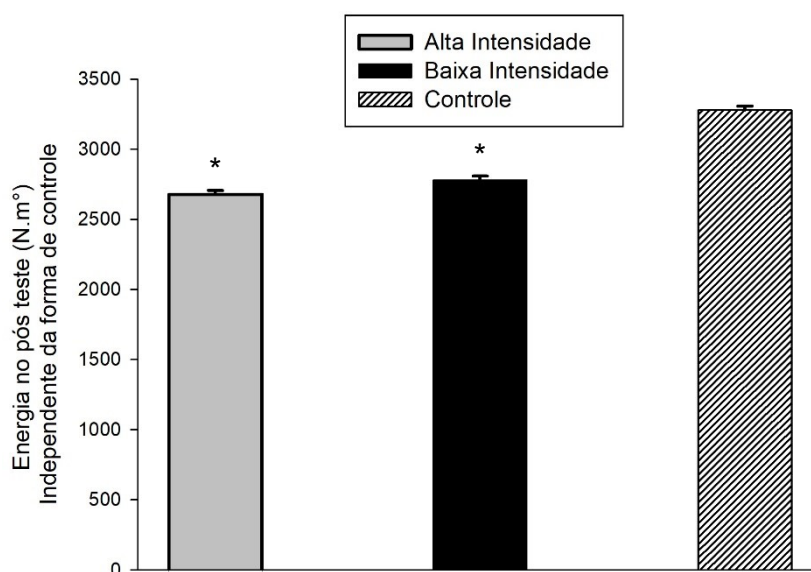
Figura 12 - Rigidez passiva do terceiro terço no pós-teste dos grupos Alta Intensidade, Baixa intensidade e Controle.



#### 4.7 Energia

ANCOVA mostrou que, independente da forma de controle, a energia do terceiro terço no pós-teste é semelhante entre os grupos Alta Intensidade ( $2675,47 \pm 29,40\text{Nm}^\circ$ ) e Baixa Intensidade ( $2779,26 \pm 27,49\text{Nm}^\circ$ ) ( $d\text{Cohen} = 3,64$ ), sendo a energia do terceiro terço no pós-teste de ambos os grupos menor do que do grupo Controle ( $3277,15 \pm 28,55\text{Nm}^\circ$ ) ( $d\text{Cohen}_{\text{Alta} \times \text{Controle}} = 20,78$ ;  $d\text{Cohen}_{\text{Baixa} \times \text{Controle}} = 17,77$ ) ( $F = 7,27$ ,  $p = 0,003$ ;  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,35$ ) (Figura 13). Os valores médios e os valores individuais de energia no *baseline* e no pós-teste, independente da intensidade ou sua forma de controle são ilustrados no Apêndice 2 (Figura 23).

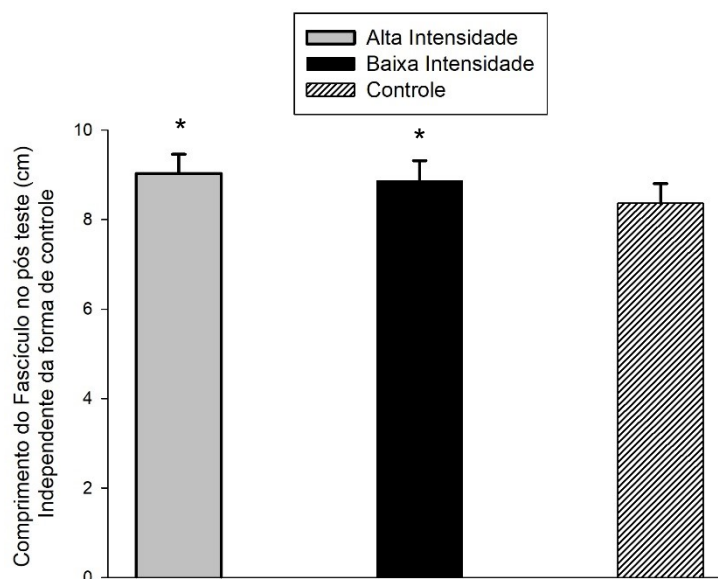
Figura 13 - Energia do terceiro terço no pós-teste dos grupos Alta Intensidade, Baixa intensidade e Controle.



#### 4.8 Comprimento do fascículo

A ANCOVA mostrou que, independente da forma de controle, o Comprimento do Fascículo no pós-teste é semelhante entre os grupos Alta Intensidade ( $9,03 \pm 0,43\text{cm}$ ) e Baixa Intensidade ( $8,87 \pm 0,44\text{cm}$ ) ( $d\text{Cohen} = 0,36$ ), sendo o Comprimento do Fascículo no pós-teste de ambos os grupos maior do que do grupo Controle ( $8,37 \pm 0,43\text{cm}$ ) ( $d\text{Cohen}_{\text{AltaxControle}} = 1,53$ ;  $d\text{Cohen}_{\text{BaixaxControle}} = 1,15$ ) ( $F = 7,27$ ,  $p = 0,003$ ;  $\eta^2_{\text{parcial}} = 0,35$ ) (Figura 14). Os valores médios e os valores individuais de energia no *baseline* e no pós-teste, independente da intensidade ou sua forma de controle são ilustrados no Apêndice 2 (Figura 24).

Figura 14 - Comprimento do Fascículo no pós-teste dos grupos Alta Intensidade, Baixa intensidade e Controle.



Legenda: \* $p < 0,05$  em comparação ao grupo Controle.

#### 4.8 Concordância entre torque alvo e torque executado no treinamento

A análise da DM mostrou que o grupo Intensidade Baixa manteve a variação torque executado dentro dos limites construídos (Limite superior: 22,53Nm; Limite Inferior: -10,47Nm) (Figura 15). De forma semelhante, o grupo Intensidade Alta apresentou apenas um valor fora desses limites (Limite superior: 13,78Nm; Limite Inferior: -19,22Nm) (Figura 16). Tais achados nos permitem considerar que os voluntários foram capazes de executar corretamente a intensidade de treinamento proposta de maneira subjetiva.

Figura 15 - Concordância entre o torque alvo e o torque executado no grupo  
Intensidade Baixa

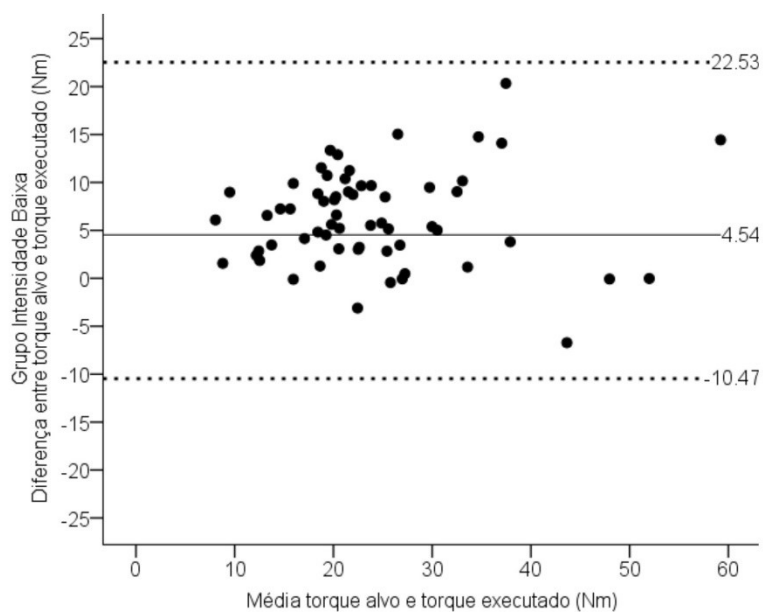
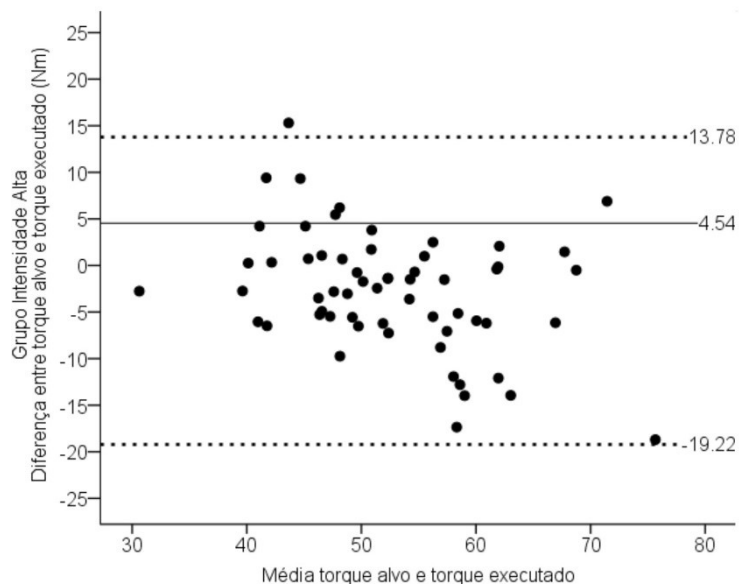


Figura 16 - Concordância entre o torque alvo e o torque executado no grupo  
Intensidade Alta



## 5 DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi comparar o efeito de 12 semanas de treinamento de flexibilidade com diferentes intensidades sobre variáveis biomecânicas, sensoriais e estruturais da UMT, sendo as intensidades controladas de maneira quantitativa e qualitativa sobre variáveis biomecânicas, sensoriais e estruturais da UMT. Todas as variáveis investigadas apresentaram valores de CCI classificados como alto ou muito alto (WEIR, 2005), demonstrando que os procedimentos de medida realizados neste estudo foram confiáveis. Apesar de algumas variáveis apresentarem valores inicialmente distintos entre os grupos ( $ADM_{máx}$ ,  $Torque_{máx}$  e energia), a ANCOVA é robusta para diferenças no *baseline* e tem um poder estatístico superior quando comparada a ANOVA mista de medidas repetidas (DIMITROV; RUMRILL, 2003; VICKERS; ALTMAN, 2001).

Os resultados encontrados no presente estudo indicam que quanto maior a intensidade do estímulo de alongamento, maiores são os ganhos de  $ADM_{máx}$  e  $Torque_{máx}$ . Entretanto, este mesmo comportamento não foi verificado para as outras variáveis analisadas ( $ADM_{PPDA}$ , Rigidez, Energia e Comprimento do fascículo), confirmando parcialmente a primeira hipótese do presente estudo. Considerando o segundo objetivo, apenas a  $ADM_{PPDA}$  apresentou comportamento diferente do esperado, aumentando mais para a condição onde a intensidade foi controlada de maneira qualitativa, independente da intensidade, refutando parcialmente a segunda hipótese do presente estudo.

### 5.1 $ADM_{máx}$ e $Torque_{máx}$

Os resultados encontrados para as variáveis  $ADM_{máx}$  e  $Torque_{máx}$  indicam que o treinamento de flexibilidade, quando realizado com a carga de treinamento proposta ao longo de 12 semanas, promove aumento significativo da flexibilidade, independente da forma de controle da intensidade. Estudos que investigaram o efeito

crônico do exercício de alongamento verificaram um aumento da  $ADM_{máx}$  associado ao aumento do  $torque_{máx}$  (BELTRÃO *et al.*, 2020; HALBERTSMA; GÖEKEN, 1994; MARSHALL; CASHMAN; CHEEMA, 2011; PEIXOTO, 2014). Os ganhos relativos médios de  $ADM_{máx}$  do grupo Intensidade Alta foram de 28,66% e 27,01% para os controles quantitativos e qualitativos, respectivamente. Enquanto para o grupo Intensidade Baixa os aumentos foram de 25,87% e 20,12%, também para os controles quantitativos e qualitativos, respectivamente. Já para o  $Torque_{máx}$ , os ganhos relativos médios foram de 57,67% e 48,84% no grupo Intensidade Alta, controles quantitativos e qualitativos, respectivamente, e de 36,86% e 25,51% para o grupo Intensidade Baixa, controles quantitativos e qualitativos, respectivamente. O grupo Controle apresentou variações relativas médias de apenas 1,38% para a  $ADM_{máx}$  e 4,24% para o  $Torque_{máx}$ , mostrando que os efeitos observados podem ser atribuídos ao treinamento proposto (ver tabela 4). Ainda cabe ressaltar que, para ambas as variáveis, o grupo Intensidade Alta apresentou valores no pós-teste significativamente maiores do que o grupo Intensidade Baixa, com tamanhos de efeito considerados grandes (0,82 e 1,60 para  $ADM_{máx}$  e  $Torque_{máx}$ , respectivamente). Esses dados indicam que a intensidade de treinamento modula a magnitude de alteração da flexibilidade, sendo que quanto maior a intensidade, maiores as alterações esperadas. Além disso, não houve diferença no pós-teste para essas duas variáveis quando as diferentes formas de controle da intensidade (quantitativo e qualitativo) foram comparadas.

Esses achados contradizem o que a literatura vem sugerindo, apesar de ser escasso o número de estudos que tenham comparado o impacto de diferentes intensidades de treinamento na flexibilidade (BELTRÃO *et al.*, 2020; MUANJAI *et al.*, 2017; WYON; FELTON; GALLOWAY, 2009; WYON; SMITH; KOUTEDAKIS, 2013). Além disso, apenas um estudo encontrou diferença para os ganhos de flexibilidade em diferentes intensidades (WYON; FELTON; GALLOWAY, 2009). As controvérsias entre os resultados de  $ADM_{máx}$  e  $torque_{máx}$  podem ser explicadas por aspectos distintos. Beltrão *et al.* (2020) prescreveram a carga de treinamento de maneira semelhante à carga do presente estudo (3x por semana, 3 séries de 60s, por 12 semanas, duração total de 6480s), mas apesar disso os resultados não foram semelhantes. Esses autores sugeriram as intensidades 1-2/10 para o grupo de baixa intensidade e 9-10/10



para o grupo de alta intensidade, numa escala numérica de 0 a 10, onde 0 representa ausência de dor e 10 a pior do imaginável e não identificaram diferenças para a flexibilidade entre essas intensidades. Considerando que o presente estudo utilizou a mesma escala para ancorar as sensações dos voluntários que treinaram de maneira qualitativa, era de se esperar que pelo menos o grupo Intensidade Alta (8,5 na escala) tivesse resultados semelhantes ao estudo de Beltrao *et al.* (2020), todavia isso não aconteceu. Os ganhos alcançados no grupo de alta intensidade do estudo de Beltrao *et al.* (2020) foram de 15,6% ao final de 6 semanas e 18,8% ao final das 12 semanas de treinamento, contra 28,66% e 27,01% para os controles quantitativos e qualitativos, respectivamente no presente estudo. Além disso, resultados superiores para o grupo Intensidade Baixa do presente estudo também foram registrados, sendo de 25,87% e 20,12% de ganho para os controles quantitativo e qualitativo da intensidade. Essa mesma divergência aconteceu para os valores de Torque<sub>máx.</sub> No presente estudo essa variável apresentou alterações de 57,67% e 48,84% no grupo Intensidade Alta (controle quantitativo e qualitativo respectivamente) e 36,86% e 25,51% no grupo Intensidade Baixa (controle quantitativo e qualitativo respectivamente) e Beltrão *et al.* (2020) encontraram alterações percentuais de 35% para o grupo que treinou em baixa intensidade e 13% para o grupo que treinou em alta intensidade.

Uma vez que a duração total do estímulo de treinamento no estudo de Beltrão *et al.* (2020) e no presente estudo foi a mesma, e que a maneira de estabelecer o desempenho máximo também parece ter sido similar, a diferença entre esses achados pode ter sido em função do processo de ancoragem adotado para a intensidade. Enquanto no presente estudo os voluntários recebem informações para ancoram suas percepções de acordo com a Escala de Avaliação Numérica (FERREIRA-VALENTE; PAIS-RIBEIRO; JENSEN, 2011), no estudo de Beltrão *et al.* (2020) o processo de ancoragem não foi descrito. O processo de ancoragem tem o objetivo de ajudar os participantes a vincular um estímulo à sensação percebida e deve ser realizado para cada tarefa, ou seja, replicar o que o voluntário executará nas tentativas experimentais posteriores (GEARHART *et al.*, 2004). Além disso, os voluntários do presente estudo foram reavaliados e reancorados a cada 3 semanas, ajustando a intensidade ao longo das 12 semanas. Como esse procedimento de ancoragem não foi realizado, é possível que no estudo de Beltrao *et al.* (2020) os voluntários não

tenham executado a intensidade prescrita. No presente estudo, o que nos leva a crer que esse procedimento de ancoragem foi adequadamente realizado, permitindo que os voluntários de fato executassem a intensidade prescrita, foi a comparação dos resultados entre as formas de controle quantitativa e qualitativa. Com esses dados, foi possível identificar que os voluntários treinaram em intensidades semelhantes com cada um dos membros inferiores já que não houve diferença no pós-teste entre as duas formas de controle das intensidades, tanto para a  $ADM_{máx}$  quanto para o  $Torque_{máx}$ .

Comparando agora os achados de Muanjai *et al.* (2017) com os do presente estudo, é possível dizer que existem divergências nos resultados. Esses autores descrevem as duas intensidades utilizadas como sendo o ponto de desconforto (*point of discomfort*, POD) e ponto do início da dor (*point of pain*, POP). Todavia, como dito anteriormente, termos como desconforto e dor podem ser tratados tanto como sinônimos quanto como significados distintos, e ainda, a partir da leitura, não foi possível quantificar o que esses termos representaram em valores percentuais de ADM ou torque, dificultando a comparação com nossos achados. Esses autores encontram melhora da  $ADM_{máx}$  de 15,3° (POD) e 16,4° (POP) e do  $torque_{máx}$  de 14Nm (POD) e 15,5Nm (POP) porém, não encontraram diferença entre as duas intensidades de treinamento testadas. Adicionalmente, já se sabe que a duração do treinamento pode impactar na magnitude dos ganhos de flexibilidade (AYALA; ANDÚJAR, 2010). A duração do estudo em questão foi de apenas 4 semanas, totalizando 3.840s de treinamento (aproximadamente 60% da duração total do presente estudo – 6480s). Isso significa que os ganhos obtidos por Muanjai *et al.* (2017) poderiam ser maiores, caso a duração do estudo fosse semelhante à do presente estudo, mas esta hipótese necessitaria ser testada em estudo futuro, permanecendo neste momento apenas como especulação. Baseado nos valores finais de ADM e torque que Muanjai *et al.* (2017) relataram, é possível dizer que as intensidades propostas por esses autores foram bem semelhantes. Essa similaridade reforça o entendimento do presente estudo de que termos genéricos como desconforto e dor não devem ser utilizados isoladamente para definir as intensidades de treinamento de flexibilidade. O uso de escalas que associem a percepção a um valor numérico como a Escala de Avaliação Numérica (FERREIRA-VALENTE; PAIS-RIBEIRO; JENSEN, 2011; WILLIAMSON;

HOGGART, 2005) somado ao processo de ancoragem (GEARHART *et al.*, 2001; GEARHART *et al.*, 2004) podem auxiliar na prescrição e no controle da intensidade de treinamento de flexibilidade com maior qualidade.

Analisando os estudos de Wyon, Smith e Koutedakis (2013) e Wyon, Felton e Galloway (2009) é preciso considerar algumas diferenças metodológicas para justificar as divergências. Esses dois estudos prescrevem a intensidade no treinamento usando a mesma configuração da carga de treinamento, usando o mesmo exercício e a mesma população e, por isso, serão discutidos em conjunto. A primeira diferença entre o presente estudo e os estudos de Wyon, Smith e Koutedakis (2013) e Wyon, Felton e Galloway (2009) é a população investigada. Esses autores investigaram as adaptações do treinamento de flexibilidade com diferentes intensidades em bailarinos, ao passo que o presente estudo investigou adultos jovens sem histórico de treinamento de flexibilidade. Em função do histórico de treinamento, bailarinos podem ser mais flexíveis e apresentar respostas ao treinamento diferentes de outras populações (DEIGHAN, 2005; GUPTA *et al.*, 2004). Os resultados de  $ADM_{máx}$  do presente estudo (entre 20% e 28,6%) são superiores aos resultados de ADM passiva de Wyon, Smith e Koutedakis (2013) (13% de ganho) e Wyon, Felton e Galloway (2009) (5,6% de ganho). É provável que essas diferenças sejam explicadas por outros aspectos metodológicas como, por exemplo, a maneira de mensurar a flexibilidade.

Tanto Wyon, Felton e Galloway (2009) quanto Wyon, Smith e Koutedakis (2013) encontraram aumento da  $ADM_{máx}$  passiva e ativa para executar o movimento de *developé*. Esse movimento específico do balé requer grandes ADM de flexão de quadril com o joelho estendido e discreta abdução com rotação externa do membro inferior, mostrando que há contribuição da flexibilidade de vários grupos musculares de maneira simultânea para que o movimento seja executado. Provavelmente por isso, esses autores realizaram o treinamento de 4 grupos musculares diferentes: músculos posteriores da coxa, quadríceps, glúteos e tríceps sural e, dessa forma, é impossível saber quanto cada grupo muscular contribuiu para o aumento da ADM no *developé*. Já o presente estudo realizou a avaliação e o treinamento no aparelho

isocinético *Flexmachine* que avalia apenas os músculos posteriores da coxa e que não permite movimentos compensatórios nas articulações do quadril, pelve e coluna. Esse controle durante a execução dos exercícios de alongamento é importante para garantir que a tensão aplicada seja distribuída nos tecidos de interesse (SULLIVAN; DEJULIA; WORRELL, 1992) e isso pode ter resultando em maiores ganhos de ADM no presente estudo. Ainda sobre a utilização do *Flexmachine*, esse instrumento permite a avaliação de mais de uma dimensão das adaptações do treinamento de flexibilidade, uma vez que o torque de resistência dos músculos posteriores da coxa é registrado simultaneamente à ADM, tanto durante a avaliação quanto durante o treinamento de flexibilidade. Wyon, Felton e Galloway (2009) e Wyon, Smith e Koutedakis (2013) registraram apenas ADM<sub>máx</sub> por meio da análise cinemática, inviabilizando a comparação dos resultados para o torque<sub>máx</sub>.

Além da população ser diferente e também da maneira de avaliar e treinar a flexibilidade, Wyon, Felton e Galloway (2009) e Wyon, Smith e Koutedakis (2013) utilizaram um período de treinamento menor do que o do presente estudo, 6 semanas. Entretanto, cada grupo muscular executou 5400s de treinamento ao longo das 6 semanas, uma duração total mais próxima do presente estudo. Ainda sim, os ganhos de ADM de Wyon, Felton e Galloway (2009) e Wyon, Smith e Koutedakis (2013) são inferiores aos do presente estudo. Para compreender essas diferenças é preciso discutir sobre a intensidade de treinamento que esses autores utilizaram. Em ambos os estudos, a intensidade de treinamento prescrita foi baseada em uma escala de 0 a 10, onde 0 representa ausência de alongamento e 10 equivale a um “alongamento agressivo” e a organização da carga de treinamento do grupo Baixa Intensidade foi proposta seguindo o protocolo de *Microstretching*® (APOSTOLOPOULOS, 2004). Nesse protocolo, os voluntários executam 3 séries de 1 minuto, com frequência de 5 vezes por semana, numa intensidade que corresponde a 3-4/10 na escala numérica (30% a 40% do máximo). Além do grupo Baixa Intensidade, esses estudos possuíam um segundo grupo de treinamento de flexibilidade, chamado de Controle, que treinou com a mesma configuração carga de treinamento do grupo Baixa Intensidade, porém na intensidade 8 na escala (80% do máximo). Assim como Beltrao *et al.* (2020), Wyon, Felton e Galloway (2009) e Wyon, Felton e Galloway (2009) não realizaram um procedimento de ancoragem da percepção das sensações. Isso reduz a robustez dos

resultados obtidos por esses autores uma vez que não garantiram que seus voluntários tivessem a mesma referência sensorial para determinar os pontos na escala.

Wyon, Felton e Galloway (2009) observaram melhora da flexibilidade para executar o movimento de *developé* ativa e passivamente para ambos os grupos, porém o grupo que treinou com a menor intensidade teve melhora superior do que o grupo Controle, que treinou em alta intensidade (18,2° e 7,3°, ativo e passivo no grupo de Baixa Intensidade e 5,75° e 3,85°, ativo e passivo no grupo Controle). Já Wyon, Smith e Koutedakis (2013) replicaram a intervenção de Wyon, Felton e Galloway (2009) e ainda acrescentaram um grupo que fez treinamento de força dos flexores de quadril nos últimos 10° da ADM ativa de flexão do quadril, realizando 3 séries de 5 a 10 repetições, mantidas por 3s, também 5x por semana. Os resultados mostraram que a ADM passiva melhorou em todos os grupos, sem diferença estatística entre eles, com ganhos variando de 7% a 13%. Já a ADM ativa também melhorou em todos os grupos, sendo os ganhos maiores para o grupo que realizou treinamento de força (23% - 20°), seguido do grupo que treinou flexibilidade em baixa intensidade (19% - 18°) e por último o grupo que treinou flexibilidade em alta intensidade (10% - 7°).

A fundamentação teórica utilizada para sustentar a hipótese do presente estudo de que quanto maior a intensidade de treinamento, maiores seriam as magnitudes das adaptações promovidas pelo treinamento, se baseia no fato de que quanto maior a intensidade, mais afastadas origem e inserção estariam e, assim, maior seria o estímulo de deformação da UMT durante o alongamento (SULLIVAN; DEJULIA; WORRELL, 1992). Quanto maior a deformação, maiores seriam as adaptações provocadas pelo treinamento. No presente estudo, a intensidade do grupo Intensidade Alta foi prescrita baseada no estudo de Peixoto (2014). Esse autor registrou um aumento de 62,9% da ADM<sub>máx</sub> e 88,2% do torque<sub>máx</sub>, ao passo que no presente estudo as alterações foram menores para a ADM<sub>máx</sub> (28,66% e 27,01% para os controles quantitativos e qualitativos, respectivamente) e para o torque<sub>máx</sub> (57,67% e 48,84% para os controles quantitativos e qualitativos, respectivamente). A duração total do estudo de Peixoto (2014) foi um pouco maior do que a do presente estudo: 7200s

contra 6480, uma diferença de 720s. Todavia, a carga de treinamento diária executada em ambos os estudos foi de 180s, portanto essa diferença de 720s na duração total significa 4 sessões a menos de treinamento. Dessa forma, é possível dizer que a duração total do estímulo foi semelhante entre os estudos e não deve ser a justificativa para a diferença entre os resultados. Uma vez que esse autor usou os mesmos critérios que o presente estudo para definir o desempenho máximo da flexibilidade, investigou uma população com as mesmas características e usou também o mesmo equipamento para avaliar e treinar os voluntários, era esperado que os resultados fossem semelhantes. Entretanto isso não aconteceu. Uma possível explicação para a diferença nos resultados de  $ADM_{máx}$  e  $torque_{máx}$  é o fato de que Peixoto (2014) prescreveu a intensidade baseado em percentuais do  $torque_{máx}$  e o presente estudo prescreveu baseado em percentuais da  $ADM_{máx}$ . A partir de uma análise dos dados de Peixoto (2014), observou-se que os 75% do  $Torque_{máx}$  utilizados por ele como intensidade de treinamento representavam aproximadamente 85% da  $ADM_{máx}$ . Dessa forma, no presente estudo os voluntários identificavam 85% da  $ADM_{máx}$  e o torque correspondente a esse ponto foi usado como intensidade alvo. Assim como Peixoto (2014), o presente estudo realizou reavaliações periódicas (a cada 9 sessões) para ajustes na intensidade absoluta de treinamento. Isso significa que durante as três primeiras semanas do presente estudo é provável que as adaptações tenham sido semelhantes às adaptações promovidas pela carga de treinamento de Peixoto (2014), mas a partir do momento em que as intensidades foram reavaliadas, é provável que as intensidades do presente estudo e do estudo de Peixoto (2014) tenham se distanciado. Isso se deve ao fato de que o torque possui um comportamento exponencial e a ADM um comportamento linear, portanto a magnitude dos ajustes realizados a cada 8 sessões por Peixoto (2014) pode ter sido maior do que no presente estudo, levando a um somatório de intensidades maior e, conseqüentemente, refletindo em um maior ganho de  $ADM_{máx}$  e  $torque_{máx}$ .

Considerando agora o grupo Intensidade Baixa, a intensidade correspondente à PPDA representou aproximadamente 59% da  $ADM_{máx}$ . Outro estudo que investigou as adaptações do treinamento após 6 semanas treinando a 65% da  $ADM_{máx}$  já havia mostrado que 65% da  $ADM_{máx}$  é uma intensidade suficiente para promover ganhos de  $ADM_{máx}$  e  $torque_{máx}$  (BHERING, 2009). Esse autor encontrou uma variação

significativa de aproximadamente 20° (29,4%) para a  $ADM_{m\acute{a}x}$  e de 8Nm (19,5%) para o  $torque_{m\acute{a}x}$  ao passo que o grupo Intensidade Baixa apresentou alterações da  $ADM_{m\acute{a}x}$  variando entre 22,6° a 27,6° (20,12% e 25,87%) e do  $torque_{m\acute{a}x}$  variando entre 19,4Nm e 24,4Nm (25,51% e 36,86%). A justificativa para tais diferenças talvez seja o fato de que Bhering (2009) utilizou a técnica ângulo constante, ao passo que o presente estudo utilizou a técnica torque constante. A técnica torque constante produz um maior trabalho mecânico do que a ângulo constante (YEH; TSAI; CHEN, 2005) para um mesmo intervalo de tempo, uma vez que a manutenção do torque ao longo do tempo está associada a um aumento da ADM ao longo das repetições. Esse maior trabalho mecânico pode ter gerado essas diferenças nos resultados.

As justificativas para o aumento da  $ADM_{m\acute{a}x}$  e do  $torque_{m\acute{a}x}$  permeiam duas abordagens: sensorial e biomecânica (WEPPLER; MAGNUSSON, 2010). Outras variáveis como a  $ADM_{PPDA}$ , a rigidez, a energia e o comprimento do fascículo podem auxiliar na compreensão de qual mecanismo pode explicar os ganhos de  $ADM_{m\acute{a}x}$  e do  $torque_{m\acute{a}x}$ . A literatura sugere que o aumento da tolerância ao alongamento seja o responsável por esses ganhos (BELTRÃO *et al.*, 2020; BEN; HARVEY, 2010; BLAZEVIČH *et al.*, 2014; BRUSCO; BLAZEVIČH; PINTO, 2019; FOLPP *et al.*, 2006; HALBERTSMA; VAN BOLHUIS; GÖEKEN, 1996; MAGNUSSON *et al.*, 1996b; MUANJAI *et al.*, 2017; WEPPLER; MAGNUSSON, 2010). Essa conclusão muitas vezes é baseada na ausência de alteração biomecânica (alterações de rigidez e/ou energia) (AQUINO *et al.*, 2010; BELTRÃO *et al.*, 2020; BEN; HARVEY, 2010; BRUSCO; BLAZEVIČH; PINTO, 2019; FOLPP *et al.*, 2006; HALBERTSMA; VAN BOLHUIS; GÖEKEN, 1996) ou do comprimento do fascículo (BELTRÃO *et al.*, 2020; LIMA *et al.*, 2015). Além disso, alguns estudos se propuseram a medir a tolerância, por meio da  $ADM_{PPDA}$ , que apresenta um aumento após o treinamento de flexibilidade (BRUSCO; BLAZEVIČH; PINTO, 2019; HALBERTSMA; GÖEKEN, 1994; HALBERTSMA; VAN BOLHUIS; GÖEKEN, 1996), indicando aumento da tolerância do indivíduo ao alongamento.

Um ponto importante do presente estudo foi a maneira como a intensidade de treinamento foi controlada. No melhor do nosso conhecimento, esse foi o primeiro

estudo que se propôs a avaliar as duas formas de controle de maneira crônica. Os achados indicam que, com o processo de ancoragem, os indivíduos foram capazes de controlar de maneira qualitativa as intensidades propostas da mesma maneira que fizeram o controle quantitativo. Isso pode ser visualizado graficamente nos gráficos de Bland-Altman (Figura 14 e 15), bem como na ausência de diferença significativa entre os resultados para essas duas formas de controle nas variáveis  $ADM_{máx}$  e  $torque_{máx}$ . Esses resultados são embasados pela ideia de que a percepção se correlaciona com variáveis fisiológicas (BORG, 1982). Desde que o processo de ancoragem seja realizado de maneira adequada, mesmo que os indivíduos tenham percepções diferentes, a ancoragem permite que os indivíduos tenham as mesmas referências para associar a sensação a um valor numérico dentro de uma escala (GEARHART *et al.*, 2001, 2004). Se os voluntários do presente estudo foram capazes de identificar os pontos da PPDA com alto valor de confiabilidade ( $CCI_{2,k}$  0,87 -  $IC_{95\%}$  0,64 – 0,95) e o ponto 8,5 de maneira correta, é possível especular que indivíduos com as mesmas características da amostra investigada sejam capazes de identificar outros pontos dentro do *continuum* de tolerância de alongamento. Isso significa que outras intensidades também poderiam ser prescritas, permitindo a manipulação da carga de treinamento.

## 5.2 $ADM_{PPDA}$

Os resultados do presente estudo mostraram um aumento significativo da variável  $ADM_{PPDA}$  para ambos os grupos de treinamento, independente da forma de controle da intensidade. Após 12 semanas os ganhos relativos médios de  $ADM_{PPDA}$  do grupo Intensidade Alta foram de 29,5% e 28,9% para os controles quantitativos e qualitativos, respectivamente, e para o grupo Intensidade Baixa foram de 19,9% e 24,61%, também para os controles quantitativos e qualitativos, respectivamente. Contudo, não houve diferença significativa entre as intensidades investigadas e a comparação apresentou um tamanho de efeito pequeno (0,3). O grupo Controle apresentou variação relativa média de -1,48%, sendo menor no pós-teste do que os grupos de treinamento, com tamanhos de efeito considerados grandes (grupo Intensidade Alta = 1,57; grupo Intensidade Baixa = 1,27) (ver tabela 4). Diferente de



todas as outras variáveis investigadas no presente estudo, a  $ADM_{PPDA}$  foi a única que apresentou diferença significativa entre as formas de controle da intensidade, mas essa diferença possui tamanho de efeito considerado trivial (0,19). Esse aumento da  $ADM_{PPDA}$  indica que após treinamento o voluntário percebeu o início do estímulo de alongamento mais tardiamente, ou seja, em uma ADM maior.

Dos estudos que buscaram investigar as adaptações do treinamento de flexibilidade usando diferentes intensidades, nenhum mediu a  $ADM_{PPDA}$ , apesar de todos sugerirem que o mecanismo que justifica a melhora da  $ADM_{máx}$  seja o aumento da tolerância do indivíduo ao alongamento (BELTRÃO *et al.*, 2020; MUANJAI *et al.*, 2017; WYON; FELTON; GALLOWAY, 2009; WYON; SMITH; KOUTEDAKIS, 2013). Beltrão *et al.* (2020) mensuraram um ponto semelhante, a ADM onde o indivíduo começou a sentir desconforto, e observaram que esse ponto teve um deslocamento para direita, significando que o indivíduo passou a perceber o desconforto em um momento mais tardio após 12 semanas de treinamento. A variação foi de aproximadamente 22° (20,6%) para o grupo que treinou no grupo de baixa intensidade e de 16° (16%) para o grupo que treinou no grupo de alta intensidade. Assim como no presente estudo, não houve diferença para essa variável na comparação entre as duas intensidades utilizadas.

A carga de treinamento do grupo Intensidade Alta foi baseada no estudo de Peixoto *et al.* (2014). Esse autor mediu a  $ADM_{PPDA}$  e identificou um aumento de 42,7% dessa variável após 10 semanas de treinamento (PEIXOTO, 2014). Assim como mencionado para  $ADM_{máx}$  e  $torque_{máx}$ , a menor magnitude de mudança encontrada no presente estudo pode ter acontecido em função do uso de dois critérios diferentes para a prescrição da intensidade (85% da  $ADM_{máx}$  e 75% do  $torque_{máx}$ ) e os ajustes periódicos na carga de treinamento. Brusco, Blazeovich e Pinto (2019) também registraram a  $ADM_{PPDA}$  e após 6 semanas de treinamento a 100% da  $ADM_{máx}$ , usando a técnica ângulo constante, observaram um aumento de 34,6% nessa variável, indicando um aumento da tolerância do indivíduo ao alongamento. Mesmo com uma duração total menor do que a do presente estudo (5760s), os ganhos reportados por Brusco, Blazeovich e Pinto (2019) parecem ter sido superiores ao do presente estudo,

o que pode ter acontecido pelo fato de que os voluntários treinaram em uma intensidade correspondente a 100% da  $ADM_{m\acute{a}x}$ . Considerando a menor intensidade prescrita no presente estudo, no melhor do nosso conhecimento, esse foi o primeiro estudo que se propôs a investigar tal intensidade de maneira crônica. O torque correspondente a  $ADM_{PPDA}$  parece ter sido capaz de aumentar a tolerância do indivíduo ao alongamento na mesma magnitude que a intensidade mais alta (torque correspondente a 85% da  $ADM_{m\acute{a}x}$ ).

A literatura não apresenta consenso sobre qual variável é a mais indicada para medir a tolerância ao alongamento, dificultando a comparação entre os estudos. Alguns estudos mediram a tolerância utilizando a escala de Borg adaptada (BJORKLUND *et al.*, 2001), pela escala visual analógica (FREITAS *et al.*, 2015b), pelo registro do início da sensação de desconforto (BELTRÃO *et al.*, 2020) e da mesma maneira que o presente estudo mediu, por meio do registro da primeira percepção da alongamento (BRUSCO; BLAZEVICH; PINTO, 2019; CABIDO *et al.*, 2014; HALBERTSMA; GÖEKEN, 1994; HALBERTSMA; VAN BOLHUIS; GÖEKEN, 1996). Nesse ponto o indivíduo não sente dor nem desconforto, apenas a sensação inicial de que sua musculatura começou a ser alongada. Espera-se que o treinamento provoque alteração na organização das fibras na matriz, i.e. na angulação das fibras de colágeno (PURSLOW, 1989; WOO *et al.*, 1982). Essa reorganização leva a uma redistribuição da tensão pelo tecido, reduzindo a compressão de estruturas como as terminações nervosas livres (PURSLOW, 1989). O mecanismo para essa adaptação à tolerância não é claro, mas alguns autores especulam que a redução de compressão dos mecanorreceptores resultaria em uma menor estimulação dos mesmos durante a manobra de alongamento e, conseqüentemente, transmissão de sinais nociceptivos aos centros superiores também estaria reduzida (HINDLE *et al.*, 2012). Dessa forma estímulos antes interpretados em menores ADM, serão interpretados mais tardiamente pelo indivíduo.

### 5.3 Rigidez e energia

Os resultados encontrados para a rigidez indicam que o treinamento de flexibilidade, quando realizado com a carga de treinamento proposta, não promoveu alteração dessa variável, independente da forma de controle da intensidade. As variações relativas médias de rigidez do grupo Intensidade Alta foram de 8,86% e 9,49% para os controles quantitativos e qualitativos, respectivamente, e para o grupo Intensidade Baixa foram de -5,49% e -0,03%, também para os controles quantitativos e qualitativos, respectivamente (ver tabela 4). Já para a energia, os resultados encontrados indicam que essa variável é semelhante no pós-teste entre os grupo de treinamento e, esses valores menores do que o do grupo Controle. Para essa variável, as variações relativas médias foram de -14,32% e -17,28% no grupo Intensidade Alta, controles quantitativos e qualitativos, respectivamente, e -13,96% e -9,86% para o grupo Intensidade Baixa, controles quantitativos e qualitativos, respectivamente. O grupo Controle apresentou variação relativa média de 2,96% para a rigidez passiva e de -0,90% para a energia.

Dos quatro estudos que se propuseram a investigar o impacto de diferentes intensidades de treinamento de flexibilidade, apenas Beltrao *et al.* (2020) e Muanjai *et al.* (2017) avaliaram a rigidez. Beltrao *et al.* (2020) e Muanjai *et al.* (2017) não identificaram alteração da rigidez assim como no presente estudo. Uma semelhança que pode justificar a ausência de alteração é a maneira como a rigidez foi calculada. A rigidez passiva é calculada usando a inclinação do último terço da curva torque-ADM, considerando 80% da ADM alcançada durante o pré-teste como ponto de corte da curva (CABIDO *et al.*, 2014; MAGNUSSON *et al.*, 1997). Em seguida, a curva torque-ADM é dividida em 3 partes e a inclinação da terceira parte dessa curva é utilizada na análise. A medida de rigidez no terceiro terço da curva apresenta alta confiabilidade ( $r=0,99$ ) e um menor coeficiente de variação (10%) comparado ao primeiro terço (28,2%) (MAGNUSSON *et al.*, 1998, MAGNUSSON *et al.*, 1996c). Assim como no presente estudo, Beltrao *et al.* (2020) e Muanjai *et al.* (2017) realizaram a medida da rigidez dessa maneira e isso pode explicar o fato de que todos esses estudos não encontraram alteração dessa variável. Apesar da rigidez ser considerada

uma importante variável para o entendimento do comportamento da UMT frente ao treinamento, ainda não há um consenso quanto a porção da curva ideal para a análise, tão pouco quanto ao modelo matemático utilizado para calcular essa variável (NORDEZ; CORNU; MCNAIR, 2006).

Dois fatores podem influenciar a escolha de como a rigidez deve ser analisada: a porção da curva torque-ADM e se a medida será passiva ou não. Alguns estudos calcularam a rigidez nos graus finais da curva (GAJDOSIK *et al.*, 2007; HERDA *et al.*, 2011; REID; MCNAIR, 2004) e isso implica em dizer que a rigidez nesses estudos não foi passiva, uma vez que próximo a  $ADM_{m\acute{a}x}$ , ou seja, nos graus finais de ADM durante uma manobra de alongamento até a ADM máxima tolerável, pode existir aumento do sinal eletromiográfico (MCNAIR *et al.*, 2001; MITCHELL *et al.*, 2009). Essa condição representa um fator de confusão na comparação dos achados relativos a essa variável entre os diferentes estudos. Já outros autores analisaram a rigidez passiva e, portanto, tiveram que cortar a curva torque-ADM seja utilizando como critério o aumento do sinal eletromiográfico (MAGNUSSON *et al.*, 1996b) ou cortando a 80% da  $ADM_{m\acute{a}x}$  (BELTRÃO *et al.*, 2020; CABIDO *et al.*, 2014; MUANJAI *et al.*, 2017). O presente estudo optou por analisar a rigidez passiva, cortando portanto a curva torque-ADM a 80% da  $ADM_{m\acute{a}x}$  do *baseline* por se tratar de um procedimento utilizado pela literatura, facilitando a comparação com outros estudos. A comparação dos valores de rigidez pode ser feita na mesma ADM pré e pós-teste (HERDA *et al.*, 2011; KUBO; KANEHISA; FUKUNAGA, 2002) ou mesmo em ADM distintas (GAJDOSIK *et al.*, 2007; REID; MCNAIR, 2004). No presente estudo, a escolha por analisar o terceiro terço da curva torque-ADM está baseada no fato de que esta porção apresenta maior linearidade e valores mais altos de confiabilidade (MAGNUSSON *et al.*, 1998, MAGNUSSON *et al.*, 1996c). Contudo, segundo Peixoto (2014) esse procedimento em estudos longitudinais pode conduzir para comparações de diferentes porções das curvas analisadas, uma vez que, com o aumento da  $ADM_{m\acute{a}x}$  decorrente da intervenção, a porção linear da curva (3º terço) no pós-teste ocorrerá em maiores ADM. Isso irá resultar em uma maior variabilidade das medidas correspondente a porção do terço final da curva torque passivo - ADM no pós-teste comparativamente com a curva no pré-teste para o mesmo voluntário. Estes diferentes critérios para determinar a rigidez refletem em resultados contraditórios, que não permitem um

entendimento claro sobre a resposta desta variável após um período de treinamento de flexibilidade, uma vez que é possível reportar dados que mostram uma redução (GUISARD; DUCHATEAU, 2004; MARSHALL; CASHMAN; CHEEMA, 2011; TOFT *et al.*, 1989), manutenção (BELTRÃO *et al.*, 2020; BRUSCO; BLAZEVIČ; PINTO, 2019; HALBERTSMA; GÖEKEN, 1994; MUANJAI *et al.*, 2017) ou aumento (GAJDOSIK *et al.*, 2007; REID; MCNAIR, 2004) da rigidez.

Considerando o estudo de Peixoto (2014) e os resultados da variável rigidez do grupo Intensidade Alta, a expectativa de que houvesse uma redução da rigidez para esse grupo não foi confirmada. A duração total do estímulo de alongamento de 6480s é semelhante à duração total desse autor e ainda superior a de outros estudos que também verificaram redução da rigidez (GUISARD; DUCHATEAU, 2004; MARSHALL; CASHMAN; CHEEMA, 2011; TOFT *et al.*, 1989), embasando a hipótese do presente estudo de que a rigidez reduziria após o período de intervenção. Como dito anteriormente, talvez o critério de determinação da intensidade e os ajustes realizados ao longo do tempo possam justificar essa diferença. Além disso, é possível dizer que o critério adotado para cortar a curva torque-ADM também pode ter influenciado a diferença de resultados para a rigidez, uma vez que Peixoto (2014) utilizou o aumento do sinal eletromiográfico para cortar a curva torque-ADM e o presente estudo cortou a curva a 80% da  $ADM_{máx}$  do pré-teste. É possível especular que por esse motivo, a ADM de corte utilizada por Peixoto (2014) tenha sido diferente, refletindo na análise de porções distintas da curva torque-ADM. Apesar de ser bastante explorada na literatura, a rigidez ainda apresenta conflitos em relação à forma de sua mensuração. Considerando então os tamanhos de efeito das comparações realizadas, é possível especular que se as alterações na rigidez de fato ocorreram com o treinamento, não foi possível registrá-las com o procedimento utilizado para o cálculo desta variável no presente estudo.

A rigidez é uma das variáveis que podem ser calculadas a partir da relação entre torque e ADM. A inclinação da curva torque-ADM representa a rigidez e a área abaixo da curva torque - ADM é chamada de energia (MAGNUSSON *et al.*, 1996b) e é utilizada para indicar a quantidade de carga mecânica absorvida pelo tecido. A energia

pode ser aumentada caso ocorra elevação do torque passivo de resistência, da velocidade de alongamento ou da ADM (MAGNUSSON *et al.*, 1996b). Dos quatro estudos que se propuseram a investigar o impacto de diferentes intensidades de treinamento de flexibilidade nenhum mensurou a energia. Acredita-se que, caso a energia tivesse sido mensurada, também não teria sofrido alterações, já que a rigidez nos estudos de Beltrao *et al.* (2020) e de Muanjai *et al.* (2017) não se modificou. Comparando com os resultados de Peixoto (2014), as variações percentuais de energia foram semelhantes às do presente estudo (cerca de -14%). Esses resultados não estão de acordo com a ausência de mudança na rigidez. Uma possível explicação para os resultados encontrados está relacionada à variabilidade da medida de energia ser menor do que a da rigidez (ver figuras 21 e 22). Esse fato também é mostrado pelos valores de CCI de cada uma das variáveis, bem como pelo intervalo de confiança dessa medida de confiabilidade. A energia se mostra mais estável, com um valor de CCI de 0,91 (IC<sub>95%</sub> 0,77 – 0,97) e um EPM percentual de 8,36%, ao passo que a rigidez apresenta um valor de CCI de 0,77 (IC<sub>95%</sub> 0,33 – 0,92) e um EPM percentual de 16,64%. Dessa forma, é possível que a energia seja uma variável mais sensível para mensurar alterações biomecânicas quando comparada à rigidez. Essa menor variabilidade pode ser justificada pelo fato de que a energia é mensurada a partir da área abaixo da curva torque-ADM, ao passo que a rigidez é uma razão entre dois pontos. Com base nesses resultados, a alteração da energia, associada à alteração da ADM<sub>máx</sub>, pode indicar que alterações biomecânicas tenham ocorrido nos grupos de treinamento, mesmo que a rigidez não tenha indicado as mesmas adaptações. A interpretação do comprimento do fascículo pode complementar entendimento dessas adaptações.

#### 5.4 Comprimento do fascículo

Os resultados encontrados para o comprimento do fascículo indicam que o treinamento de flexibilidade, quando realizado com a carga de treinamento proposta, promoveu alteração dessa variável, independente da forma de controle da intensidade. As variações relativas médias do comprimento do fascículo do grupo Intensidade Alta foram de 3,46% e 6,89% para os controles quantitativos e

qualitativos, respectivamente, e para o grupo Intensidade Baixa foram de 2,16% e 3,90%, também para os controles quantitativos e qualitativos, respectivamente. Contudo, não houve diferença significativa entre as intensidades investigadas e para esta comparação foi verificado um tamanho de efeito pequeno (0,36). O grupo Controle apresentou variação relativa média de -0,87%, sendo menor no pós-teste do que os grupos de treinamento, com tamanhos de efeito considerados grandes (grupo Intensidade Alta = 1,53; grupo Intensidade Baixa = 1,15) (ver tabela 4).

Dos estudos que se propuseram a avaliar os efeitos de diferentes intensidades de treinamento de flexibilidade, apenas Beltrao *et al.* (2020) investigaram o comprimento do fascículo. Segundo esses autores os ganhos de flexibilidade não podem ser justificados pelo aumento do comprimento do fascículo, uma vez que não encontraram alteração dessa variável. Beltrão *et al.* (2020) sugerem que ausência de alteração do comprimento do fascículo pode ser justificada pelo baixo tempo sob tensão prescrito. Entretanto, no presente estudo, foi prescrita uma carga de treinamento com o mesmo tempo sob tensão que esses autores, o que promoveu alteração do comprimento do fascículo. Uma possibilidade para a diferença entre esses achados é a maneira como essa variável foi mensurada. O presente estudo utilizou imagens panorâmicas que permitiram a visualização completa do fascículo (NOORKOIV *et al.*, 2010), ao passo que Beltrão *et al.* (2020) utilizaram relações trigonométricas lineares para estimar o comprimento do fascículo já que as imagens adquiridas de forma estática (FREITAS; MIL-HOMENS, 2015; REEVES; NARICI, 2003), não permitiam a visualização de todo o fascículo. O cálculo do comprimento do fascículo por meio de extrapolação linear e trigonométrica apresenta de 2 a 7% de erro (REEVES; NARICI, 2003) e segundo Blazeovich, Gill e Zhou (2006) isso acontece porque nem sempre o fascículo tem uma projeção linear.

Assim como no presente estudo, Freitas e Mil-Homens (2015) encontraram alteração do comprimento do fascículo, todavia esses autores identificaram um aumento de aproximadamente 13,7% (12,3mm) ao passo que no presente estudo essa variação foi bem menor, aproximadamente 7% (5,4mm) no grupo Intensidade Alta. Enquanto a duração total do estímulo de alongamento no presente estudo foi de 6480s, Freitas *et*

*al.* (2015) realizaram 18.000s de duração total. Essa grande diferença no tempo sob tensão pode justificar a diferença na magnitude de alteração dessa variável. Nakamura *et al.* (2012) e Blazevich *et al.* (2014) não encontraram alteração do comprimento do fascículo utilizando durações totais inferiores à do presente estudo: 3360s no estudo de Nakamura *et al.* (2012) e 4920s no estudo de Blazevich *et al.* (2014), reforçando a importância que o tempo sob tensão parece ter sob a variação do comprimento do fascículo.

O número de estudos que buscaram medir o comprimento do fascículo após um período de treinamento de flexibilidade vem crescendo, mas ainda são poucos comparado ao número de estudos que investigaram  $ADM_{máx}$ ,  $torque_{máx}$  e rigidez. Segundo Blazevich *et al.* (2014) e Lima *et al.* (2015), o mecanismo que suportaria possíveis alterações dessa variável após o treinamento da flexibilidade seria o aumento do número de sarcômeros dispostos em série dentro das fibras (TABARY *et al.*, 1981). Segundo De Deyne (2001), o estresse mecânico do alongamento pode desencadear um processo de sinalização, transdução e transcrição, resultando na formação de mais sarcômeros em série.

As causas apontadas por Freitas *et al.* (2018) para justificar a inconsistência nos achados em relação ao comprimento do fascículo são a duração dos estudos, a ausência de compreensão do impacto da intensidade nessa adaptação, bem como o fato de que as adaptações mecânicas ao treinamento da flexibilidade podem acontecer em estruturas como a fáscia e os nervos periféricos e não no fascículo propriamente. A duração total de fato parece influenciar na ocorrência de alteração do comprimento do fascículo, comparando as durações totais de Freitas *et al.* (2015), Beltrão *et al.* (2020) e os achados do presente estudo. Dada a magnitude de alteração do comprimento do fascículo no presente estudo, a duração de 6480s adotada pode ser umas das menores necessárias para que essa adaptação ocorra. Durações entre 6480s e 18.000s carecem de serem estudadas para auxiliar na compreensão dessa questão. Além disso, a intensidade também foi apontada como fator de confusão. Prescrever a intensidade baseado em percentuais do  $torque_{máx}$  ao invés de percentuais da  $ADM_{máx}$  pode talvez distinguir ainda mais essas duas intensidades e talvez



conduzir para o aparecimento de diferença entre as intensidades de treinamento. Por fim, o fato de que as adaptações mecânicas ao treinamento da flexibilidade podem acontecer em estruturas como a fáscia e os nervos periféricos requer que outras metodologias, como por exemplo a elastografia, sejam empregadas a fim de investigar especificamente tais estruturas (UMEGAKI *et al.*, 2015).

## 5.5 Abordagens biomecânica e sensorial

A flexibilidade é representada pela variável ADM, e o seu aumento pode ser justificado por alterações biomecânicas ou sensoriais (WEPLER; MAGNUSSON, 2010). As alterações biomecânicas associadas ao aumento da ADM<sub>máx</sub> foram mensuradas no presente estudo por meio das variáveis rigidez, energia e pelo comprimento do fascículo. Estudos crônicos não apresentam consistência quanto ao comportamento da rigidez (BELTRÃO *et al.*, 2020; BRUSCO; BLAZEVIČ; PINTO, 2019; GAJDOSIK *et al.*, 2007; GUISSARD; DUCHATEAU, 2004; MARSHALL; CASHMAN; CHEEMA, 2011; MUANJAI *et al.*, 2017) e poucos são os que mensuraram a energia (MAGNUSSON *et al.*, 1996b; PEIXOTO, 2014). É provável que o estímulo de alongamento provoque alterações das propriedades mecânicas do tecido conectivo (WOO *et al.*, 1982), especialmente o perimísio (PURSLOW, 2010). Esse autor sugere que o perimísio é um dos principais responsáveis pela rigidez passiva extracelular e, assim, modificações nesses envoltórios poderiam gerar alteração da rigidez (GAJDOSIK, 2001). Durante o alongamento, o aumento da tensão passiva poderia provocar uma mudança na angulação das fibras de colágeno (ROWE, 1981). A redução do número de *cross-links* seria uma possível justificativa para a redução dessa angulação, permitindo que um aumento da movimentação das fibras de colágeno e, conseqüentemente, que maiores ADM fossem alcançadas durante o alongamento com um menor torque aplicado. Apesar da rigidez não ter reduzido no presente estudo, acredita-se que esses mecanismos ocorreram e que foram visualizados pela redução da energia. Considerando o que foi discutido anteriormente, é provável que a inconsistência dos resultados relacionados à rigidez sejam explicados pela alta variabilidade dessa variável e pelo critério de determinação que pode ser pouco sensível para identificar alterações. Assim, sugere-se que estudos

futuros considerem também o cálculo da energia para mensurar as alterações biomecânicas após o treinamento de flexibilidade.

A outra variável utilizada para identificar alterações biomecânicas foi o comprimento do fascículo. O comprimento do fascículo pode aumentar em função da sarcomerogênese (DE DEYNE, 2001). Em modelo animal, o aumento do número de sarcômeros em série já foi verificado (WILLIAMS, 1990; WILLIAMS; GOLDSPINK, 1971). Em humanos, essa adaptação é sugerida como justificativa do aumento da ADM após um período de treinamento de flexibilidade (DE DEYNE, 2001). Segundo esse autor, o estresse mecânico do alongamento pode desencadear um processo de sinalização, transdução e transcrição, resultando na formação de mais sarcômeros em série. Poucos estudos investigaram essa variável após um período de treinamento de flexibilidade. Beltrão *et al.* (2020) sugerem que o tempo de alongamento, e não a intensidade, deve ser um fator determinante nas mudanças na arquitetura muscular. A partir dos achados do presente estudo é possível dizer que as intensidades prescritas promoveram aumento do comprimento do fascículo, porém numa magnitude menor do que o único estudo que havia encontrado alteração dessa variável (FREITAS; MIL-HOMENS, 2015). É provável que o maior tempo sob tensão utilizado por esses autores (450s) possa de fato justificar a magnitude de aumento do comprimento do fascículo encontrada por eles. Estudos futuros devem considerar tal informação quando tiverem como objetivo mensurar alterações do comprimento do fascículo. Os resultados dessa variável no presente estudo reforçam a ocorrência de alterações biomecânicas após o período de treinamento proposto.

Considerando que o corpo humano é capaz de integrar diferentes respostas à determinadas demandas, é possível que as alterações biomecânicas não aconteçam de forma isolada, ocorrendo também alterações sensoriais. A justificativa para a redução de variáveis como rigidez e energia pode ser a alteração da angulação das fibras de colágeno, associadas à redução dos *cross-links* (ROWE, 1981). Esse mesmo mecanismo pode contribuir para o aumento da tolerância ao alongamento. A sensação de desconforto percebida pelo indivíduo durante o alongamento é consequência da estimulação dos receptores existentes na UMT, principalmente as terminações

nervosas livres. A alteração das fibras de colágeno promove uma melhor distribuição da tensão produzida pelo alongamento ao longo do tecido. Essa melhor distribuição de tensão permitiria que a carga mecânica gerada pelo alongamento fosse melhor distribuída sobre as terminações nervosas livres, fazendo com que uma menor tensão fosse exercida sobre esses receptores. Isso poderia resultar em uma redução dos estímulos aferentes provenientes das fibras dos grupos III e IV, diminuindo a sensação de desconforto durante o alongamento (HAYES; KINDIG; KAUFMAN, 2005; MENSE; MEYER, 1985; PAINTAL, 1960). Desta forma, a mesma sensação de desconforto sentida antes do treinamento é percebida depois do treinamento em ADM maiores. Isso foi identificado no presente estudo, uma vez que a ADM<sub>PPDA</sub> apresentou valores maiores no pós-teste, indicando um aumento da tolerância do indivíduo ao alongamento.

#### 5.6 Limitações do estudo

Assim como todo trabalho científico, podemos citar algumas limitações do presente estudo. Dentre eles, o fato de que o trabalho foi realizado em homens considerados adultos jovens, sendo assim os resultados encontrados se limitam a essa população e podem ser diferentes quando se tratar de mulheres ou mesmo homens idosos. Outra limitação foi o fato de não termos utilizado a medida da atividade eletromiográfica para identificar a porção passiva da curva torquexADM. Isso pode ter influenciado nos valores de rigidez e energia e deve ser considerada em estudos futuros.

## 6 CONCLUSÃO

Os resultados do presente estudo mostraram que 12 semanas de treinamento geraram aumento da  $ADM_{máx}$ , do  $Torque_{máx}$ , da  $ADM_{PPDA}$  e do comprimento do fascículo e redução da energia, sem, entretanto, alterar a rigidez. Além disso, a intensidade modulou o ganho de  $ADM_{máx}$  e  $Torque_{máx}$ , uma vez que após o treinamento essas variáveis foram maiores no grupo que treinou em alta intensidade comparado ao grupo que treinou em baixa intensidade. Ainda, não foram verificadas diferenças entre as formas de controle das intensidades quantitativa e qualitativa para quase todas variáveis. Esses dados indicam que a intensidade pode ser prescrita de forma qualitativa e promover adaptações semelhantes a prescrição quantitativa, desde que um processo de ancoragem das percepções seja realizado.

Esses achados nos permitem dizer que não só a abordagem sensorial (aumento da  $ADM_{PPDA}$ ), mas também a abordagem biomecânica (redução da energia e aumento do comprimento do fascículo), estão presentes para justificar as adaptações ao treinamento de flexibilidade. Futuros estudos devem considerar analisar a energia para mensurar as adaptações biomecânicas da UMT por apresentar menor variabilidade entre sujeitos e grupos e, portanto, pode ser mais sensível que a rigidez para detectar as alterações provenientes do treinamento de flexibilidade.

## REFERÊNCIAS

- APOSTOLOPOULOS, N. Microstretching®: a new recovery regeneration technique. **New Studies in Athletics**, v. 19, n. 4, p. 47–54, 2004.
- APOSTOLOPOULOS, N. *et al.* The relevance of stretch intensity and position — a systematic review. **Frontiers in Psychology**, v. 6, n. August, p. 1–25, 2015.
- AQUINO, C. F. *et al.* Stretching versus strength training in lengthened position in subjects with tight hamstring muscles: A randomized controlled trial. **Manual Therapy**, v. 15, n. 1, p. 26–31, 2010.
- AYALA, F. *et al.* Reproducibility and criterion-related validity of the sit and reach test and toe touch test for estimating hamstring flexibility in recreationally active young adults. **Physical Therapy in Sport**, v. 13, n. 4, p. 219–226, 2012.
- AYALA, F.; ANDÚJAR, P. S. B. Effect of 3 different active stretch durations on hip flexion range of motion. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 24, n. 2, p. 430–436, 2010.
- BELTRÃO, N. B. *et al.* Effects of a 12-Week Chronic Stretch Training Program at Different Intensities on Joint and Muscle Mechanical Responses: A Randomized Clinical Trial. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 29, p. 904–912, 2020.
- BEN, M.; HARVEY, L. A. Regular stretch does not increase muscle extensibility: A randomized controlled trial. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 20, n. 1, p. 136–144, 2010.
- BHERING, Elder Lopes. **Efeito crônico do alongamento nos músculos posteriores da coxa com diferentes durações e intensidades na amplitude de movimento máxima, torque passivo máximo e rigidez passiva**. Orientador: Mauro Heleno Chagas. 2009. 105f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Esporte) - Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2009.
- BIJUR, P. E.; SILVER, W.; GALLAGHER, E. J. Reliability of the visual analog scale for measurement of acute pain. **Academic Emergency Medicine**, v. 8, n. 12, p. 1153–1157, 2001.
- BJORKLUND, M. *et al.* Sensory adaptation after a 2-week stretching regimen of the rectus femoris muscle. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 82, n. 9, p. 1245–1250, 2001.
- BLACKBURN, J. *et al.* Sex comparison of extensibility, passive, and active stiffness of the knee flexors. **Clinical Biomechanics**, v. 19, n. 1, p. 36–43, 2004.
- BLAZEVICH, A. J. Effects of physical training and detraining, immobilisation, growth and aging on human fascicle geometry. **Sports Medicine**, v. 36, n. 12, p. 1003–1017, 2006.

BLAZEVICH, A. J.; GILL, N. D.; ZHOU, S. Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. **Journal of Anatomy**, v. 209, n. 3, p. 289–310, 2006.

BLAZEVICH, A. J. *et al.* Range of motion , neuromechanical , and architectural adaptations to plantar flexor stretch training in humans. **Journal of Applied Physiology**, v. 117, n. June, p. 452–462, 2014.

BORG, G. A. V. Psychophysical bases of perceived exertion. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 14, n. 5, p. 377–381, 1982.

BRUSCO, C. M.; BLAZEVICH, A. J.; PINTO, R. S. The effects of 6 weeks of constant - angle muscle stretching training on flexibility and muscle function in men with limited hamstrings ' flexibility. **European Journal of Applied Physiology**, v. 119, n. 8, p. 1691–1700, 2019.

CABIDO, C. E. T. *et al.* Acute effect of constant torque and angle stretching on range of motion, muscle passive properties, and stretch discomfort perception. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 28, n. 4, p. 1050–1057, 2014.

CHAGAS, M. H. *et al.* Exploratory factor analysis for differentiating sensory and mechanical variables related to muscle-tendon unit elongation. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 20, n. 3, p. 240–247, 2016.

CHAN, S. P.; HONG, Y.; ROBINSON, P. D. Flexibility and passive resistance of the hamstrings of young adults using two different static stretching protocols. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 11, n. 2, p. 81–86, 2001.

CIPRIANI, D. J. *et al.* Effect of stretch frequency and sex on the rate of gain and rate of loss in muscle flexibility during a hamstring-stretching program: a randomized single-blind longitudinal study. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 26, n. 8, p. 2119–2129, 2012.

CLELAND, C. L.; HAYWARD, L.; RYMER, W. Z. Neural mechanisms underlying the clasp-knife reflex in the cat. II. Stretch-sensitive muscular-free nerve endings. **Journal of Neurophysiology**, v. 64, n. 4, p. 1319–1330, 1990.

COHEN, J. **Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences**. 2. ed. Nova Iorque: Lawrence Erlbaum Associates, 1988. *E-book*.

DE BARANDA, P. S.; AYALA, F. Chronic flexibility improvement after 12 week of stretching program utilizing the ACSM recommendations: Hamstring flexibility. **International Journal of Sports Medicine**, v. 31, n. 6, p. 389–396, 2010.

DE CARVALHO, Luciana Pesce. **Predição da amplitude de movimento máxima por meio da primeira sensação de alongamento**. Orientador: André Gustavo Pereira de Andrade. 2015. 50f. Dissertação (Mestrado em Ciências do Esporte) - Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2015.

DE DEYNE, P. G. Application of passive stretch and its implication for muscle fibers. **Physical Therapy**, v. 81, n. 2, p. 819–827, 2001.

DE OLIVEIRA, V. B.; CARNEIRO, S. P.; DE OLIVEIRA, L. F. Reliability of biceps femoris and semitendinosus muscle architecture measurements obtained with ultrasonography. **Revista Brasileira de Engenharia Biomedica**, v. 32, n. 4, p. 365–371, 2016.

DE WEIJER, V. C.; GORNIK, G. C.; SHAMUS, E. The effect of static stretch and warm-up exercise on hamstring length over the course of 24 hours. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 33, p. 727–733, 2003.

DECOSTER, L. C. *et al.* Standing and supine hamstring stretching are equally effective. **Journal of Athletic Training**, v. 39, n. 4, p. 330–334, 2004.

DEIGHAN, M. A. Flexibility in Dance. **Journal of Dance Medicine and Science**, v. 9, n. 1, p. 13–17, 2005.

DIMITROV, D. M.; RUMRILL, P. D. Pretest-posttest designs and measurement of change. **Work**, v. 20, n. 2, p. 159–165, 2003.

FAUL, F. *et al.* G\*Power: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. **Behavior Research Methods**, v. 39, n. 2, p. 175–191, 2007.

FENTON, B. W.; SHIH, E.; ZOLTON, J. The neurobiology of pain perception in normal and persistent pain. **Pain Management**, v. 5, n. 4, p. 297–317, 2015.

FERREIRA-VALENTE, M. A.; PAIS-RIBEIRO, J. L.; JENSEN, M. P. Validity of four pain intensity rating scales. **Pain**, v. 152, n. 10, p. 2399–2404, 2011.

FIELD, A. **Discovering Statistics using SPSS**. 3. ed. Londres: Sage, 2013. *E-book*.

FOLPP, H. *et al.* Can apparent increases in muscle extensibility with regular stretch be explained by changes in tolerance to stretch? **Australian Journal of Physiotherapy**, v. 52, n. 1, p. 45–50, 2006.

FREITAS, S. R. *et al.* Comparison of different passive knee extension torque-angle assessments. **Physiological Measurement**, v. 34, n. 11, p. 1483–1498, 2013.

FREITAS, S. R. *et al.* A new tool to assess the perception of stretching intensity. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 29, n. 9, p. 2666–2678, 2015a.

FREITAS, S. R. *et al.* Responses to static stretching are dependent on stretch intensity and duration. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v. 35, n. 6, p. 478–484, 2015b.

FREITAS, S. R. *et al.* Ultrasonographic measurement of the biceps femoris long-head muscle architecture. **Journal of Ultrasound in Medicine**, p. 1–10, 2017.

FREITAS, S. R. *et al.* Can chronic stretching change the muscle-tendon mechanical properties? A review. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 28, n. 3, p. 794–806, 2018.

FREITAS, S. R.; MIL-HOMENS, P. Effect of 8-week high-intensity stretching training on biceps femoris architecture. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 29, n. 6, p. 1737–1740, 2015.

GAJDOSIK, R. L. Passive extensibility of skeletal muscle: Review of the literature with clinical implications. **Clinical Biomechanics**, v. 16, n. 2, p. 87–101, 2001.

GAJDOSIK, R. L. *et al.* A stretching program increases the dynamic passive length and passive resistive properties of the calf muscle-tendon unit of unconditioned younger women. **European Journal of Applied Physiology**, v. 99, n. 4, p. 449–454, 2007.

GEARHART, R. F. *et al.* Standardized Scaling Procedures for Rating Perceived Exertion during Resistance Exercise. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 15, n. 3, p. 320–325, 2001.

GEARHART, R. F. *et al.* Comparison of memory and combined exercise and memory-anchoring procedures on ratings of perceived exertion during short duration, near-peak-intensity cycle ergometer exercise. **Perceptual and Motor Skills**, v. 99, n. 3, p. 775–784, 2004.

GOSSELIN, L. E. *et al.* Effect of exercise training on passive stiffness in locomotor skeletal muscle: Role of extracellular matrix. **Journal of Applied Physiology**, v. 85, n. 3, p. 1011–1016, 1998.

GRILL, S. E.; HALLETT, M. Velocity sensitivity of human muscle spindle afferents and slowly adapting type II cutaneous mechanoreceptors. **Journal of Physiology**, v. 489, p. 593–602, 1995.

GUISSARD, N.; DUCHATEAU, J. Effect of static stretching on neural and mechanical properties of the human plantar-flexor muscles. **Muscle and Nerve**, v. 29, n. 2, p. 248–255, 2004.

GUPTA, A. *et al.* An evaluation of differences in hip external rotation strength and range of motion between female dancers and non-dancers. **British Journal of Sports Medicine**, v. 38, n. 6, p. 778–783, 2004.

HALBERTSMA, J. P. K. *et al.* Extensibility and stiffness of the hamstrings in patients with nonspecific low back pain. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 82, n. 2, p. 232–238, 2001.

HALBERTSMA, J. P. K.; GÖEKEN, L. N. H. Stretching exercises: Effect on passive extensibility and stiffness in short hamstrings of healthy subjects. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 75, n. 9, p. 976–981, 1994.



HALBERTSMA, J. P. K.; VAN BOLHUIS, A. I.; GÖEKEN, L. N. H. Sport stretching: Effect on passive muscle stiffness of short hamstrings. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 77, n. 7, p. 688–692, 1996.

HAYES, B. T. *et al.* Lack of neuromuscular origins of adaptation after a long-term stretching program. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 21, p. 99–106, 2012.

HAYES, S. G.; KINDIG, A. E.; KAUFMAN, M. P. Comparison between the effect of static contraction and tendon stretch on the discharge of group III and IV muscle afferents. **Journal of Applied Physiology**, v. 99, n. 5, p. 1891–1896, 2005.

HERDA, T. J. *et al.* The time course of the effects of constant-angle and constant-torque stretching on the muscle – tendon unit. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 24, p. 62–67, 2014.

HERDA, T. J. *et al.* Effects of two modes of static stretching on muscle strength and stiffness. **Medicine and science in Sports and Exercise**, v. 43, n. 9, p. 1777–1784, 2011.

HINDLE, K. *et al.* Proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF): Its mechanisms and effects on range of motion and muscular function. **Journal of Human Kinetics**, v. 31, n. 1, p. 105–113, 2012.

JACOBS, C. A.; SCIASCIA, A. D. Factors that influence the efficacy of stretching programs for patients with hypomobility. **Sports Health**, v. 3, n. 6, p. 520–523, 2011.

KELLIS, E. Biceps femoris fascicle length during passive stretching. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 38, p. 119–125, 2018.

KONRAD, A.; GAD, M.; TILP, M. Effect of PNF stretching training on the properties of human muscle and tendon structures. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 25, n. 3, p. 346–355, 2015.

KONRAD, A.; TILP, M. Increased range of motion after static stretching is not due to changes in muscle and tendon structures. **Clinical Biomechanics**, v. 29, n. 6, p. 636–642, 2014a.

KONRAD, A.; TILP, M. Effects of ballistic stretching training on the properties of human muscle and tendon structures. **Journal of Applied Physiology**, v. 117, n. 1, p. 29–35, 2014b.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T. Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. **Journal of Applied Physiology**, v. 92, n. 2 p. 595–601, 2002.

LAROCHE, D. P.; CONNOLLY, D. A. J. Effects of stretching on passive muscle tension and response to eccentric exercise. **American Journal of Sports Medicine**, v. 34, n. 6, p. 1000–1007, 2006.

LIMA, K. M. M. *et al.* Assessment of muscle architecture of the biceps femoris and

vastus lateralis by ultrasound after a chronic stretching program. **Clinical Journal of Sports Medicine**, v. 25, p. 55–60, 2015.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 7, n. 4, p. 195–202, 1997.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* A biomechanical evaluation of cyclic and static stretch in human skeletal muscle. **International Journal of Sports Medicine**, v. 19, n. 5, p. 310–316, 1998.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* Passive energy absorption by human muscle-tendon unit is unaffected by increase in intramuscular temperature. **Journal of Applied Physiology**, v. 88, n. 4, p. 1215–1220, 2000.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* Mechanical and physiological responses to stretching with and without preisometric contraction in human skeletal muscle. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 77, n. 4, p. 373–378, 1996a.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. **Journal of Physiology**, v. 497, n. 1, p. 291–298, 1996b.

MAGNUSSON, S. P. *et al.* Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. **American Journal of Sports Medicine**, v. 24, n. 5, p. 622–628, 1996c.

MAHIEU, N. N. *et al.* Effect of static and ballistic stretching on the muscle-tendon tissue properties. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 39, n. 3, p. 494–501, 2007.

MARSCHALL, F. Wie beeinflussen unterschiedliche Dehnintensitäten kurzfristig die Veränderung der Bewegungsreichweite? **Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin**, [S. l.], v. 50, n. 1, p. 5–9, 1999.

MARSHALL, P. W. M.; CASHMAN, A.; CHEEMA, B. S. A randomized controlled trial for the effect of passive stretching on measures of hamstring extensibility, passive stiffness, strength, and stretch tolerance. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 14, n. 6, p. 535–540, 2011.

MCCLURE, P. W.; BLACKBURN, L. G.; DUSOLD, C. The use of splints in the treatment of joint stiffness: biologic rationale and an algorithm for making clinical decisions. **Physical Therapy**, v. 74, n. 12, p. 1101–1107, 1994.

MCNAIR, P. J. *et al.* Stretching at the ankle joint: Viscoelastic responses to holds and continuous passive motion. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 33, n. 3, p. 354–358, 2001.

MCNAIR, P. J. *et al.* Stiffness and passive peak force changes at the ankle joint: The effect of different joint angular velocities. **Clinical Biomechanics**, v. 17, n. 7, p. 536–540, 2002.

MENSE, S.; MEYER, H. Different types of slowly conducting afferent units in cat skeletal muscle and tendon. **The Journal of Physiology**, v. 363, n. 1, p. 403–417, 1985.

MENSE, S. Functional anatomy of muscle: muscle, nociceptors and afferent fibers. *In: Muscle Pain: understanding the mechanisms*. p. 17–48. *E-book*.

MITCHELL, U. H. *et al.* Neurophysiological reflex mechanisms' lack of contribution to the success of PNF stretches. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 18, n. 3, p. 343–357, 2009.

MIZUNO, T.; MATSUMOTO, M.; UMEMURA, Y. Decrements in stiffness are restored within 10 min. **International Journal of Sports Medicine**, v. 34, p. 484–490, 2013.

MUANJAI, P. *et al.* The effects of 4 weeks stretching training to the point of pain on flexibility and muscle tendon unit properties. **European Journal of Applied Physiology**, v. 117, n. 8, p. 1713–1725, 2017.

MUIR, I. W.; CHESWORTH, B. M.; VANDERVOORT, A. A. Effect of a static calf-stretching exercise on the resistive torque during passive ankle dorsiflexion in healthy subjects. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 29, n. 2, p. 106–115, 1999.

NAKAMURA, M. *et al.* Effects of a 4-week static stretch training program on passive stiffness of human gastrocnemius muscle-tendon unit in vivo. **European Journal of Applied Physiology**, v. 112, n. 7, p. 2749–2755, 2012.

NAKAMURA, M. *et al.* The difference in passive tension applied to the muscles composing the hamstrings - Comparison among muscles using ultrasound shear wave elastography. **Manual Therapy**, v. 24, p. 1–6, 2016.

NOORKOIV, M. *et al.* In vivo assessment of muscle fascicle length by extended field-of-view ultrasonography. **Journal of Applied Physiology**, v. 109, n. 6, p. 1974–1979, 2010.

NORDEZ, A. *et al.* Characterization of muscle belly elastic properties during passive stretching using transient elastography. **Journal of Biomechanics**, v. 41, n. 10, p. 2305–2311, 2008.

NORDEZ, A. *et al.* Static and cyclic stretching: Their different effects on the passive torque-angle curve. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 13, n. 1, p. 156–160, 2010.

NORDEZ, A. *et al.* Non-muscular structures can limit the maximal joint range of motion during stretching. **Sports Medicine**, v. 47, n. 10, p. 1925–1929, 2017.

NORDEZ, A.; CORNU, C.; MCNAIR, P. Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscles calculated using different mathematical models. **Clinical Biomechanics**, v. 21, n. 7, p. 755–760, 2006.

O'SULLIVAN, K.; MURRAY, E.; SAINSBURY, D. The effect of warm-up, static stretching and dynamic stretching on hamstring flexibility in previously injured subjects. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 10, p. 1–9, 2009.

PAINTAL, A. S. Functional analysis of Group III afferent fibres of mammalian muscles. **The Journal of Physiology**, v. 152, n. 2, p. 250–270, 1960.

PEIXOTO, G. H. *et al.* Viscoelastic stress relaxation in the hamstrings before and after a 10-week stretching program. **Muscle and Nerve**, v. 51, n. 5, p. 761–764, 2015.

PEIXOTO, Gustavo Henrique da Cunha. **Efeito de 10 semanas de treinamento e destreinamento da flexibilidade com as técnicas ângulo constante e torque constante nas variáveis biomecânicas e sensoriais nos músculos posteriores da coxa de adultos jovens**. Orientador: Mauro Heleno Chagas. 2014. 123f. Tese (Doutorado em Ciências do Esporte) - Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2014.

PETERS, M. L. Emotional and cognitive influences on pain experience. **Modern Trends in Pharmacopsychiatry**, v. 30, p. 138–152, 2015.

PURSLOW, P. P. Strain-induced reorientation of an intramuscular connection tissue network- implications for passive muscle elasticity. **Journal of Biomechanics**, v. 22, n. 1, p. 21–31, 1989.

PURSLOW, P. P. Muscle fascia and force transmission. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v. 14, n. 4, p. 411–417, 2010.

RANCOUR, J. R.; OLMES, C. L. F. H.; CIPRIANI, D. J. The effects of intermittent stretching following a 4-week static stretching protocol: arandomized trial. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 23, n. 8, p. 2217–2222, 2009.

REEVES, N. D.; NARICI, M. V. Behavior of human muscle fascicles during shortening and lengthening contractions in vivo. **Journal of Applied Physiology**, v. 95, n. 3, p. 1090–1096, 2003.

REID, D. A.; MCNAIR, P. J. Passive force, angle, and stiffness changes after stretching of hamstring muscles. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 36, n. 11, p. 1944–1948, 2004.

ROWE, R. W. D. Morphology of perimysial and endomysial connective tissue in skeletal muscle. **Tissue and Cell**, v. 13, n. 4, p. 681–690, 1981.

RYAN, E. D. *et al.* The time course of musculotendinous stiffness responses following different durations of passive stretching. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 38, n. 10, p. 632–639, 2008.

SAMPAIO, I. B. M. **Estatística aplicada à experimentação animal**. Belo Horizonte: FEPMVZ, 2010. *E-book*.

SANTOS, C. X. *et al.* Static Stretching Intensity Does Not Influence Acute Range of Motion, Passive Torque, and Muscle Architecture. **Journal of Sport Rehabilitation**, v. 29, n. 1, p. 1–6, 2018.

STACEY, M. J. Free nerve endings in skeletal muscle of the cat. **Journal of anatomy**, v. 105, n. Pt 2, p. 231–254, 1969.

SULLIVAN, M. K.; DEJULIA, J. J.; WORRELL, T. W. Effect of pelvic position and stretching method on hamstring muscle flexibility. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 24, n. 12, p. 1383–1389, 1992.

TABARY, J. C. *et al.* Experimental Rapid Sarcomere Loss. **Muscle and nerve**, v. 4, p. 198–203, 1981.

TAYLOR, D. C. *et al.* Viscoelastic properties of muscle-tendon units. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 18, n. 3, p. 300–309, 1990.

TOFT, E. *et al.* Passive tension of the ankle before and after stretching. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 17, n. 4, p. 489–494, 1989.

UMEGAKI, H. *et al.* Acute effects of static stretching on the hamstrings using shear elastic modulus determined by ultrasound shear wave elastography: Differences in flexibility between hamstring muscle components. **Manual Therapy**, v. 20, n. 4, p. 610–613, 2015.

VICKERS, A. J.; ALTMAN, D. G. Analysing controlled trials with baseline and follow up measurements. **British Medical Journal**, v. 323, n. 7321, p. 1123–1124, 2001.

WEERAPONG, P.; HUME, P. A.; KOLT, G. S. Stretching: Mechanisms and Benefits for Sport Performance and Injury Prevention. **Physical Therapy Reviews**, v. 9, n. 4, p. 189–206, 2004.

WEIR, J. P. Quantifying test-retest reliability using the Intraclass Correlation Coefficient and the SEM. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 19, n. 1, p. 231–240, 2005.

WEPLER, C. H.; MAGNUSSON, S. P. Increasing Muscle Extensibility: A Matter of Increasing Length or Modifying Sensation? **Physical Therapy**, v. 90, n. 3, p. 438–449, 2010.

WICKE, J.; GAINEY, K.; FIGUEROA, M. A comparison of self-administered proprioceptive neuromuscular facilitation to static stretching on range of motion and flexibility. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 28, n. 1, p. 168–172, 2014.

WILLIAMS, P. E. Use of intermittent stretch in the prevention of serial sarcomere loss in immobilised muscle. **Annals of the Rheumatic Diseases**, v. 49, n. 5, p. 316–317, 1990.

WILLIAMS, P. E.; GOLDSPIK, G. Longitudinal Growth of Striated Muscle Fibres.

**Journal of Cell Science**, v. 9, p. 751–767, 1971.

WILLIAMSON, A.; HOGGART, B. Pain: A review of three commonly used pain rating scales. **Journal of Clinical Nursing**, v. 14, n. 7, p. 798–804, 2005.

WOO, S. L. Y. *et al.* Mechanical Properties of the Tendons and Ligaments: the relationships of immobilization and exercise on tissue remodeling. **Biorheology**, v. 19, p. 397–408, 1982.

WYON, M.; FELTON, L.; GALLOWAY, S. A comparison of 2 stretching modalities on lower-limb range of motion measurements in recreational dancers. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 23, n. 7, p. 2144–2148, 2009.

WYON, M. A.; SMITH, A.; KOUTEDAKIS, Y. A comparison of strength and stretch interventions on active and passive ranges of movement in dancers: a randomized controlled trial. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 27, n. 11, p. 3053–3059, 2013.

YEH, C. Y.; TSAI, K. H.; C., J. J. Effects of prolonged muscle stretching with constant torque or constant angle on hypertonic calf muscles. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 86, n. 2, p. 235–241, 2005.

## APÊNDICE 1

Tabela 3 - Valores absolutos do *baseline* e pós intervenção das variáveis analisadas.

Variáveis	Momento	Grupo Intensidade Alta		Grupo Intensidade Baixa		Grupo Controle
		Controle Quantitativo	Controle Qualitativo	Controle Quantitativo	Controle Qualitativo	
ADM <sub>máx</sub> (°)	<i>Baseline</i>	111,99 ± 12,07	111,84 ± 12,98	109,93 ± 12,09	113,74 ± 13,31	136,49 ± 9,75
	Pós	143,06 ± 9,88	140,97 ± 10,37	137,54 ± 14,46	136,36 ± 16,88	138,27 ± 8,92
Torque <sub>máx</sub> (N.m)	<i>Baseline</i>	74,04 ± 7,89	74,11 ± 12,41	69,35 ± 15,75	76,96 ± 22,90	86,63 ± 19,89
	Pós	117,53 ± 27,98	109,97 ± 23,63	93,81 ± 26,36	96,39 ± 32,69	89,91 ± 19,87
ADM <sub>PPDA</sub> (°)	<i>Baseline</i>	62,31 ± 9,37	65,74 ± 8,94	63,55 ± 11,05	64,27 ± 12,80	66,89 ± 16,99
	Pós	80,26 ± 15,51	84,27 ± 13,58	76,05 ± 17,63	79,08 ± 19,48	64,35 ± 14,09
Rigidez Passiva 3º terço (N.m/°)	<i>Baseline</i>	0,98 ± 0,26	0,95 ± 0,29	0,87 ± 0,27	0,91 ± 0,19	0,78 ± 0,22
	Pós	1,06 ± 0,41	1,04 ± 0,37	0,80 ± 0,21	0,92 ± 0,37	0,78 ± 0,18
Energia 3º terço (N.m.°)	<i>Baseline</i>	2984,15 ± 466,18	2973,84 ± 398,55	2943,92 ± 866,40	3007,91 ± 1109,83	3696,02 ± 900,81
	Pós	2547,66 ± 691,74	2438,10 ± 516,55	2549,68 ± 898,03	2691,99 ± 1069,59	3606,75 ± 650,78
Comprimento do Fascículo (cm)	<i>Baseline</i>	8,73 ± 1,51	8,33 ± 1,11	9,13 ± 1,33	8,90 ± 1,08	8,32 ± 0,98
	Pós	8,95 ± 1,21	8,87 ± 1,08	9,28 ± 1,13	9,20 ± 0,78	8,24 ± 0,96

Fonte: Elaboração própria

Legenda: ADM<sub>máx</sub> - Amplitude de movimento máxima; Torque<sub>máx</sub> – Torque máximo; ADM<sub>PPDA</sub> – Amplitude de movimento correspondente à primeira percepção de alongamento.

Tabela 4 - Valores de delta absolutos e relativos das variáveis analisadas.

Variáveis	$\Delta$	Grupo Intensidade Alta		Grupo Intensidade Baixa		Grupo Controle
		Controle	Controle	Controle	Controle	
		Quantitativo	Qualitativo	Quantitativo	Qualitativo	
ADM <sub>máx</sub>	Absoluto	31,07 ± 10,57	29,12 ± 9,61	27,62 ± 12,93	22,62 ± 9,94	1,78 ± 3,70
(°)	Relativo	28,66 ± 11,69	27,01 ± 11,22	25,87 ± 13,51	20,12 ± 9,48	1,38 ± 2,75
Torque <sub>máx</sub>	Absoluto	43,50 ± 22,65	35,85 ± 17,06	24,46 ± 20,93	19,43 ± 17,40	3,28 ± 5,75
(N.m)	Relativo	57,67 ± 26,46	48,84 ± 23,29	36,86 ± 33,40	25,51 ± 18,21	4,24 ± 5,86
ADM <sub>PPDA</sub>	Absoluto	17,95 ± 11,92	18,52 ± 10,81	12,50 ± 12,04	14,82 ± 16,53	-2,54 ± 10,30
(°)	Relativo	29,50 ± 20,70	28,90 ± 17,46	19,90 ± 19,66	24,61 ± 28,91	-1,48 ± 16,71
Rigidez Passiva - 3º terço	Absoluto	0,08 ± 0,31	0,08 ± 0,26	-0,08 ± 0,20	0,00 ± 0,32	0,00 ± 0,17
(N.m/°)	Relativo	8,86 ± 32,81	9,49 ± 26,75	-5,49 ± 21,97	-0,03 ± 32,43	2,96 ± 20,46
Energia - 3º terço	Absoluto	-436,49 ± 627,64	-535,74 ± 519,92	-394,24 ± 305,62	-315,92 ± 530,61	-89,28 ± 437,23
(N.m.°)	Relativo	-14,32 ± 18,94	-17,28 ± 16,84	-13,96 ± 11,49	-9,86 ± 14,81	-0,90 ± 11,14
Comprimento do	Absoluto	0,22 ± 1,09	0,54 ± 0,57	0,15 ± 0,54	0,30 ± 0,57	-0,08 ± 0,18
Fascículo (cm)	Relativo	3,46 ± 11,81	6,89 ± 7,51	2,16 ± 7,29	3,90 ± 6,99	-0,87 ± 2,31

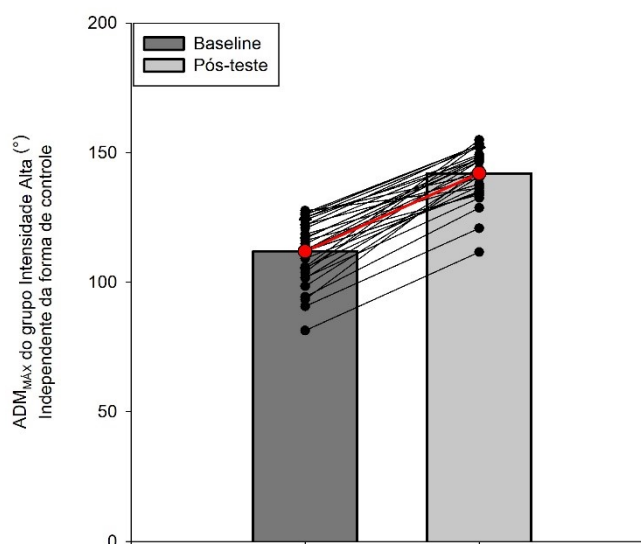
Fonte: Elaboração própria

Legenda: ADM<sub>máx</sub> - Amplitude de movimento máxima; Torque<sub>máx</sub> – Torque máximo; ADM<sub>PPDA</sub> – Amplitude de movimento correspondente à primeira percepção de alongamento.



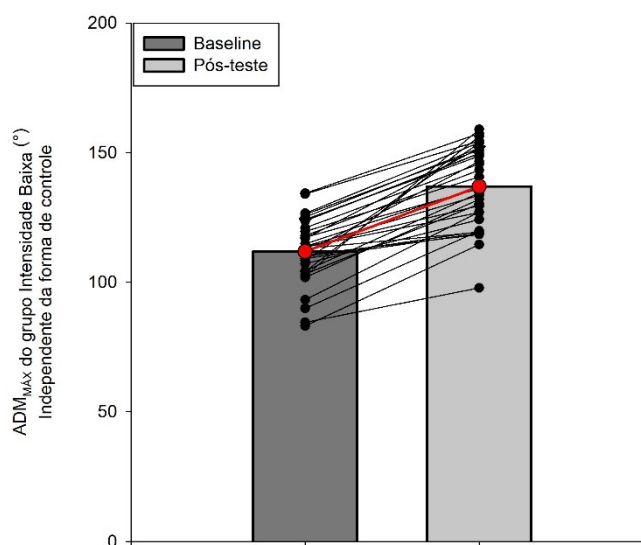
## APÊNDICE 2

Figura 17 - Valores médios de  $ADM_{máx}$  no *baseline* e no pós-teste do grupo Intensidade Alta e os valores individuais, independente da forma de controle da intensidade.



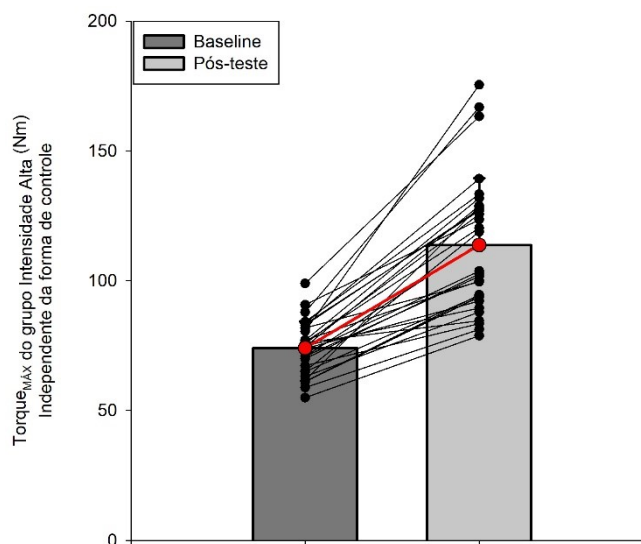
Fonte: Elaboração própria

Figura 18 - Valores médios de  $ADM_{máx}$  no *baseline* e no pós-teste do grupo Intensidade Baixa e os valores individuais, independente da forma de controle da intensidade.



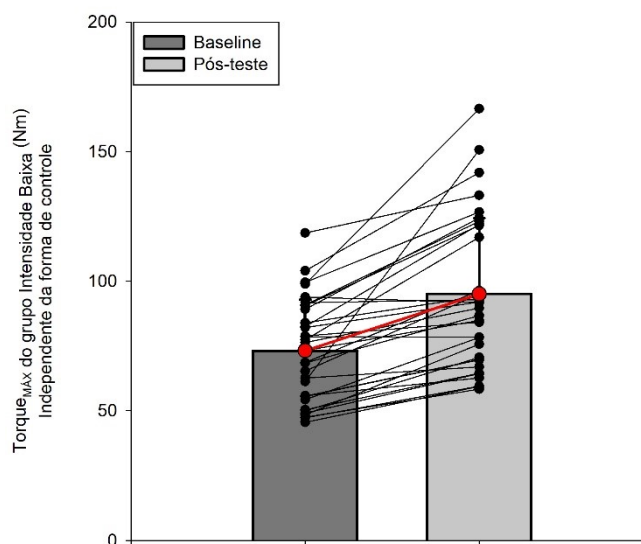
Fonte: Elaboração própria

Figura 19 - Valores médios de torque<sub>máx</sub> no *baseline* e no pós-teste do grupo Intensidade Alta e os valores individuais, independente da forma de controle da intensidade.



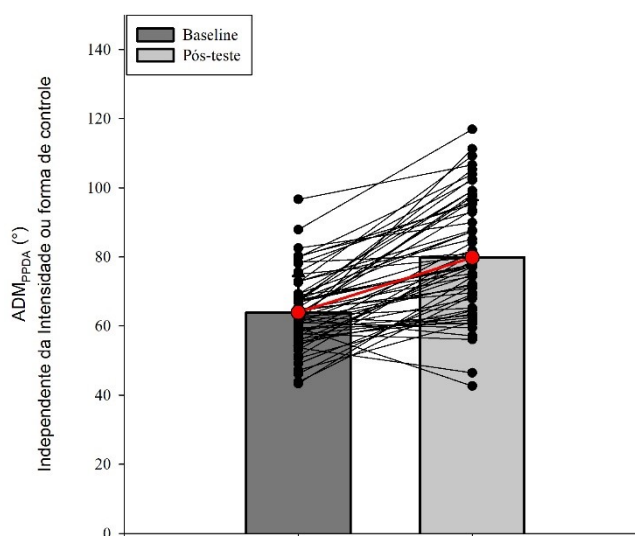
Fonte: Elaboração própria

Figura 20 - Valores médios de torque<sub>máx</sub> no *baseline* e no pós-teste do grupo Intensidade Baixa e os valores individuais, independente da forma de controle da intensidade.



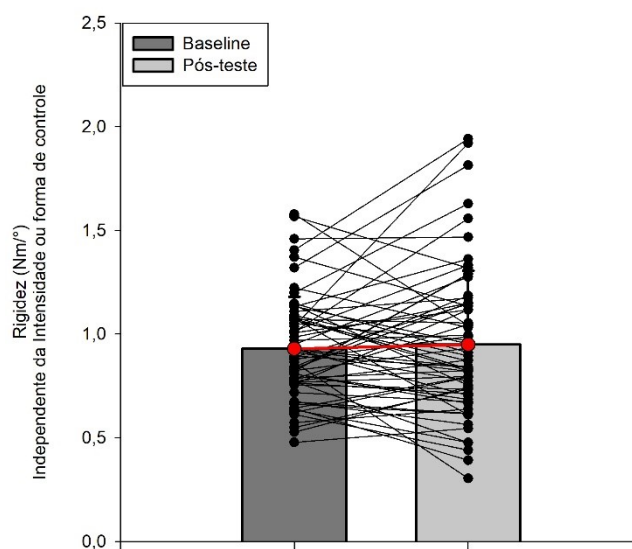
Fonte: Elaboração própria

Figura 21 - Valores médios de  $ADM_{PPDA}$  no *baseline* e no pós-teste e os valores individuais, independente da intensidade ou sua forma de controle.



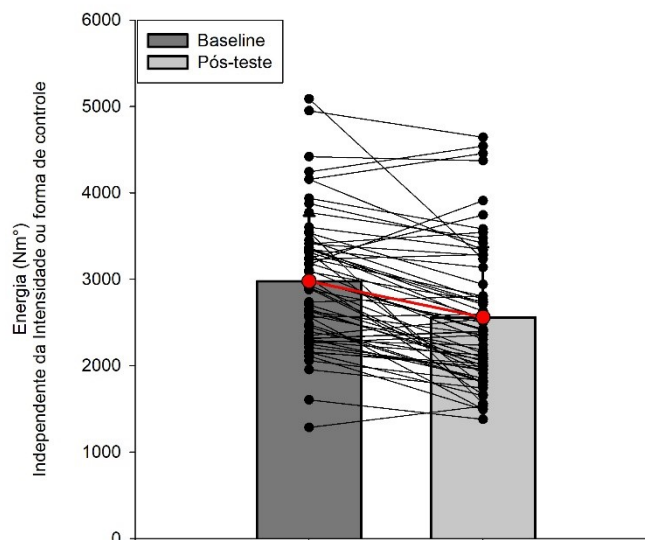
Fonte: Elaboração própria

Figura 22 - Valores médios de rigidez no *baseline* e no pós-teste e os valores individuais, independente da intensidade ou sua forma de controle.



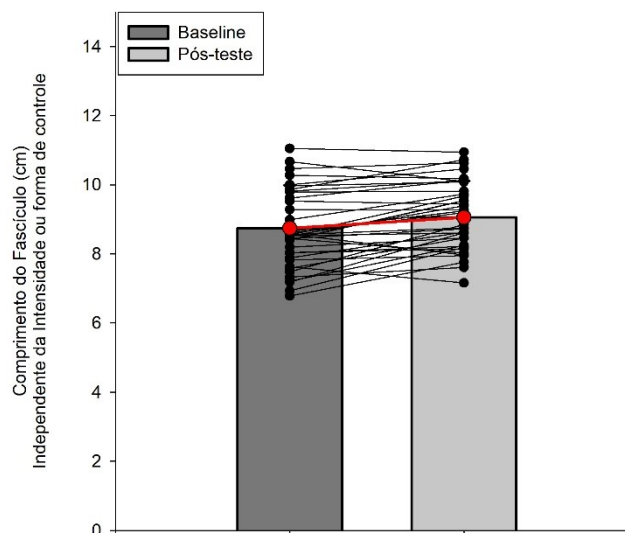
Fonte: Elaboração própria

Figura 23 - Valores médios de energia no *baseline* e no pós-teste e os valores individuais, independente da intensidade ou sua forma de controle.



Fonte: Elaboração própria

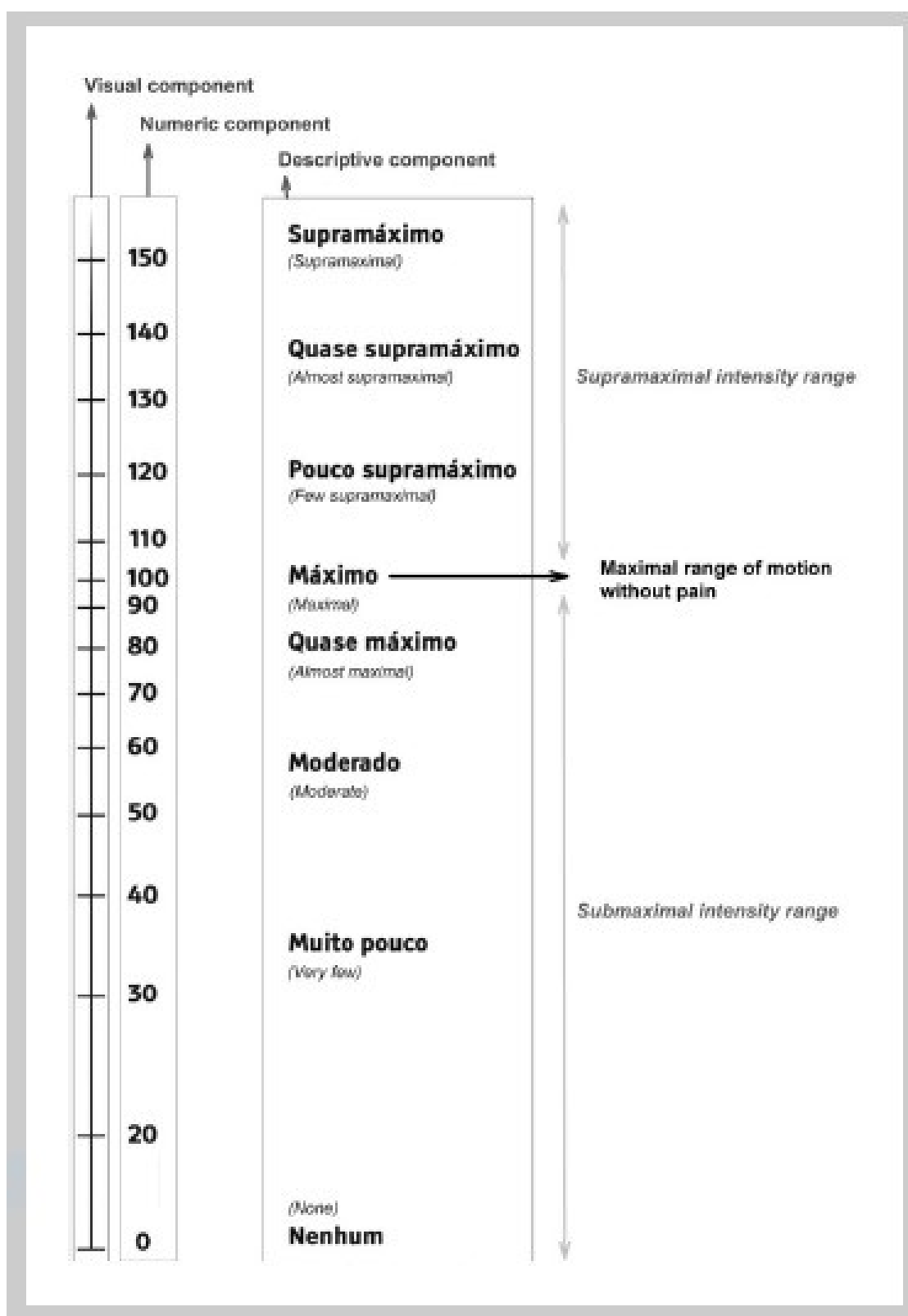
Figura 24 - Valores médios do comprimento do fascículo no *baseline* e no pós-teste e os valores individuais, independente da intensidade ou sua forma de controle.



Fonte: Elaboração própria

## ANEXO 1

## Escala de Percepção ao Alongamento



Fonte: Freitas et al. (2015)